

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Sistema de Processamento e Análise de Sinais
para um Fato de Natação**

Joaquim Pedro Correia Pacheco

VERSÃO FINAL

Dissertação de Projecto realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
Major Telecomunicações

Orientador: Prof. Miguel Velhote Correia

Março de 2010

© Joaquim Pedro Correia Pacheco, 2010

Resumo

No âmbito deste projecto pretende-se a continuação do desenvolvimento de um sistema de aquisição, processamento e análise de sinais enquadrado no projecto “Bioswim”^[13]. Este projecto já se encontra numa fase avançada, mas ainda passível de desenvolvimentos e melhorias substanciais. Assim sendo, neste ponto de trabalhos impõe-se a criação de um software capaz de monitorizar o desempenho aquático de um atleta de forma completamente automática ou manual. Após concluído, o software será submetido a testes que validarão o seu funcionamento e permitirão aferir sobre o seu desempenho.

Outra questão trabalhada no decorrer da dissertação é a pesquisa e estudo de sensores que se mostrem promissores quanto à sua utilidade neste projecto. Os sensores escolhidos serão testados de forma rigorosa. Por último, desses testes será feita uma avaliação do seu desempenho e a verificação se estes são capazes de obter de forma correcta o comportamento de um nadador.

Abstract

In the scope of this project is claimed the further development of a system of acquisition, processing and signal analysis under the project "Bioswim"^[13]. This project is already at an advanced stage, but still capable of substantial improvements. Therefore, at this point of work it's necessary the creation of a software capable of monitoring athletes performance on aquatic environment in a completely autonomously way or manually. Once completed, the software will be tested to validate its behavior and to analyze its performance.

Another issue worked during the dissertation, is the research and study of sensors that may be used in this project. The chosen sensors will be tested rigorously. Finally, based in these tests will be made an evaluation of performance and check if sensors are able to obtain correctly the behavior of a swimmer.

Agradecimentos

A realização desta dissertação, reflecte o culminar da fase académica mais importante da minha vida até ao presente momento. Dessa perspectiva, o mínimo que poderei fazer é agradecer às pessoas que contribuíram de alguma forma para que esta hora chegasse.

Os meus sinceros agradecimentos ao Prof. Miguel Correia Velhote pela sua simpatia, disponibilidade e sugestões transmitidas durante a elaboração da dissertação. Os seus vastos conhecimentos, aliados à excelente capacidade de orientação, ajudaram-me a minimizar os obstáculos que ao primeiro olhar pareciam insuperáveis.

Ao Prof. Dr. José Alberto Peixoto Machado da Silva, pela sua abertura, apoio e partilha de conhecimentos quando solicitado.

À Eng. Ana Sofia Matos Silva, pela partilha de conhecimentos e materiais didácticos importantes para a execução desta dissertação.

Ao Prof. João Paulo Vilas Boas, pelos importantes esclarecimentos no domínio da bioquímica.

Ao meu irmão Luís Filipe Correia Pacheco e ao meu cunhado Joaquim Domingos de Sousa Duarte, pelo apoio logístico na parte da experimentação.

À minha família, que ao longo da minha vida sempre me apoiou nas minhas escolhas e decisões. Que em horas de aflição me soube receber no seu seio, respondendo às minhas necessidades com espírito de entreaajuda e compreensão. Agradeço também a compreensão pela restrição de tempo que lhe dediquei em consequência das horas que passaram na elaboração este trabalho.

À minha segunda família, a da minha namorada, pela manifestação de força e por ter de se privar do convívio com a sua “caçula” quando esta se encontrava ao meu lado provendo-me de força e ânimo.

À minha namorada Márcia dos Santos Pinheiro, pela importante troca de impressões no decorrer do trabalho, pela força, paciência e compreensão reveladas ao longo destes meses.

Perante a imensidão do espaço e do tempo, é uma alegre fortuna para mim poder partilhar uma vida contigo. Obrigado.

E finalmente (e porque os últimos são sempre os primeiros), quero agradecer aos meus pais que contribuíram de forma inequívoca para a minha formação académica, mas mais importante do que isso, contribuíram para a minha formação enquanto pessoa. Agradeço-lhes tudo o que sou, tudo o que tenho e tudo o que atingi ou possa vir a atingir.

Índice

| | |
|--|------|
| Resumo | iii |
| Abstract..... | v |
| Agradecimentos | vii |
| Índice..... | ix |
| Lista de figuras | xi |
| Lista de tabelas | xiii |
| Lista de gráficos..... | xiv |
| Abreviaturas e Símbolos | xv |
| Capítulo 1 | 1 |
| Introdução | 1 |
| 1.1 - Enquadramento do trabalho..... | 1 |
| 1.2 - Motivação | 3 |
| 1.3 - Caracterização do problema | 4 |
| 1.4 - Requisitos gerais..... | 12 |
| 1.5 - Objectivos do trabalho | 15 |
| 1.6 - Contribuições mais significativas | 15 |
| 1.7 - Estrutura do relatório | 15 |
| Capítulo 2 | 17 |
| Estado da arte | 17 |
| 2.1 - Sistemas existentes | 17 |
| 2.2 - Sensores - Breve Descrição | 25 |
| 2.3 - Conclusões..... | 29 |
| Capítulo 3 | 31 |
| Materiais | 31 |
| 3.1 - Sensor de Temperatura | 31 |
| 3.2 - Sensor de Amónia | 32 |
| 3.3 - Sensor de Pressão | 33 |
| 3.4 - Sistema de monitorização fisiológica | 35 |
| 3.5 - Aquisição de Sinais | 35 |
| 3.6 - LabVIEW | 37 |
| Capítulo 4 | 39 |
| Métodos de Desenvolvimento | 39 |
| 4.1 - Diagrama de Fluxos | 39 |

| | |
|---|------------|
| 4.2 - Algoritmos | 39 |
| 4.3 - Interface | 50 |
| 4.4 - Testes | 51 |
| Capítulo 5 | 55 |
| Ensaio Experimentais | 55 |
| 5.1 - Sensor de Temperatura | 55 |
| 5.1.1 - Experiência nº. 1 - Calibração | 55 |
| 5.2 - Sensor de Pressão QTC | 63 |
| 5.2.1 - Experiência nº. 1 - Repetibilidade | 63 |
| 5.2.2 - Experiência nº. 2 - Luva sensorial | 71 |
| 5.2.3 - Experiência nº. 3 - Repetibilidade sob tensão | 75 |
| Capítulo 6 | 79 |
| Conclusões..... | 79 |
| 6.1 - Revisão do trabalho desenvolvido | 79 |
| 6.2 - Resultados e contribuições relevantes | 80 |
| 6.3 - Trabalho futuro..... | 81 |
| Anexo 1 | 83 |
| Anexo 2 | 87 |
| Anexo 3 | 89 |
| Anexo 4 | 91 |
| Anexo 5 | 93 |
| Anexo 6 | 95 |
| Anexo 7 | 97 |
| Anexo 8 | 99 |
| Anexo 9 | 101 |
| Anexo 10 | 103 |
| Anexo 11 | 105 |
| Referências | 107 |
| Glossário..... | 111 |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Relógio e transmissor..... | 18 |
| Figura 2 - Velocímetro de <i>Lima et al</i> | 18 |
| Figura 3 - Gráfico da velocidade em função do tempo obtido em tempo real..... | 18 |
| Figura 4 - Sistema de registo de imagens de duplo meio | 19 |
| Figura 5 - Imagem de duplo meio e figura de traços | 20 |
| Figura 6 - Acelerómetro de <i>Oghi et al</i> | 20 |
| Figura 7 - Imagem vídeo, figura de traços e gráfico do ângulo da anca em função do tempo | 22 |
| Figura 8 - GTWM | 23 |
| Figura 9 - Arquitectura de Sensores da <i>Smart Shirt</i> | 23 |
| Figura 10 - Fibras ópticas plásticas integradas em tecido | 24 |
| Figura 11 - Condensador têxtil para medir a humidade | 24 |
| Figura 12 - Gráfico da capacidade em relação à humidade (PVA - Álcool Polivinílico; Commercial - Philips H1) | 24 |
| Figura 13 - Diagrama esquemático que mostra os principais componentes de um biosensor | 26 |
| Figura 14 - Pormenor de um circuito MEMS | 26 |
| Figura 15 - Estrutura mecânica de um acelerómetro ADXL202E | 26 |
| Figura 16 - Estrutura de uma Rede de Bragg, com índice de refração e resposta espectral.... | 28 |
| Figura 17 - Diagrama de uma fibra óptica SM..... | 28 |
| Figura 18 - Sensor de temperatura ZTP-135SR | 32 |
| Figura 19 - Sensor de amónia TGS 826 | 32 |
| Figura 20 - Sistema de monitorização fisiológica BioHarness | 35 |
| Figura 21 - Driver NI-DAQmx e as suas interfaces..... | 36 |
| Figura 22 - Aquisição de dados baseada em PC | 36 |
| Figura 23 - Interface do programa desenvolvido em LabView | 51 |
| Figura 24 - Circuito eléctrico do amplificador de sinal da termopilha | 56 |
| Figura 25 - Circuito eléctrico do amplificador de sinal do termistor | 56 |
| Figura 26 - Montagem do circuito eléctrico do termómetro | 57 |
| Figura 27 - ZTP-135SR medindo a temperatura de uma superfície com temperatura variável | 60 |

| | |
|---|----|
| Figura 28 - ZTP-135SR e Fluke 561 medindo a temperatura de uma superfície com temperatura variável..... | 60 |
| Figura 29 - Perfil da estrutura de aplique de pressão no sensor | 64 |
| Figura 30 - Pormenor de funcionamento da estrutura de aplique de pressão no sensor..... | 64 |
| Figura 31 - Realização da experiencia de repetibilidade com o sensor QTC | 65 |
| Figura 32 - Disposição palmar matricial de 24 sensores QTC | 72 |
| Figura 33 - Disposição palmar matricial de 8 sensores QTC | 72 |
| Figura 34 - Circuito eléctrico de amplificação do sinal do sensor QTC | 72 |
| Figura 35 - Construção da luva com sensores QTC | 73 |
| Figura 36 - Luva finalizada | 73 |
| Figura 37 - Experimentando o comportamento da luva debaixo de água..... | 73 |
| Figura 38 - Resposta da luva quando esta pressiona a água | 74 |
| Figura 39 - Resposta da luva quando esta é pressionada num objecto..... | 75 |

Lista de tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Diferentes estilos relacionados com as distâncias oficiais das provas de natação..... | 9 |
| Tabela 2 - Tabela de parâmetros | 14 |
| Tabela 3 - Módulos de aquisição sinais NI com entradas analógicas..... | 35 |
| Tabela 4 - Amostras de temperatura recolhidas com o termómetro Fluke 561 e correspondente valor de tensão recolhido à saída do amplificador da termopilha | 58 |
| Tabela 5 - Amostras de temperatura recolhidas com o termómetro Fluke 561 e correspondente valor de tensão recolhido à saída do amplificador do termistor | 59 |
| Tabela 6 - Comparação da temperatura adquirida com o Fluke 561 com o valor calculado em LabView | 61 |
| Tabela 7 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor A..... | 66 |
| Tabela 8 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor B..... | 67 |
| Tabela 9 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor C..... | 68 |
| Gráfico 8 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor C..... | 68 |
| Tabela 10 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor D..... | 69 |
| Tabela 11 - Amostras de valores de tensão (V) adquiridos à saída do amplificador em função do peso (1kg e 2Kg)..... | 76 |

Lista de gráficos

| | |
|--|----|
| Gráfico 1 - Índice de satisfação - Navegabilidade | 52 |
| Gráfico 2 - Índice de satisfação - Desempenho..... | 52 |
| Gráfico 3 - Índice de satisfação - Aspecto Gráfico..... | 52 |
| Gráfico 4 - Nuvem de pontos e recta de regressão - termopilha..... | 59 |
| Gráfico 5 - Nuvem de pontos e recta de regressão - termistor..... | 60 |
| Gráfico 6 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor A..... | 66 |
| Gráfico 7 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor B..... | 67 |
| Gráfico 9 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor D..... | 69 |

Abreviaturas e Símbolos

| | |
|-------|--|
| 2D | Duas Dimensões |
| 3D | Três Dimensões |
| ADC | Analog-to-Digital Converter |
| AmpOp | Amplificador Operacional |
| AVI | Audio Video Interleave |
| BPM | Batimentos Por Minuto |
| DC | Direct Current |
| DB 15 | Tipo de conector com 15 pinos |
| DSP | Digital Signal Processor |
| ECG | Electrocardiograma |
| EMG | Electromiograma |
| FINA | Fédération Internationale de Natation |
| GPS | Global Positioning System |
| ISE | Ion Selective Electrode |
| IV | Infravermelhos |
| LED | Light-Emitting Diode |
| MEMS | Micro Electro-Mechanical System |
| PC | Personal Computer |
| PH | Potencial Hidrogeniónico |
| PIGA | Pendulating Integrating Gyroscopic Accelerometer |
| POF | Plastic Optical Fibers |
| PVA | Polyvinyl Alcohol |
| SI | Sistema Internacional de Unidades |
| SM | Single Mode |
| SMBus | System Management Bus |
| VEGF | Vascular Endothelial Growth Factor |
| PWM | Pulse-width Modulation |
| Ppm | Parte por milhão |
| QTC | Quantum Tunnelling Composite |
| RF | Rádio Frequência |
| USB | Universal Serial Bus |

Capítulo 1

Introdução

Esta parte introdutiva é constituída pelo enquadramento da dissertação proposta, descrevendo a sua motivação no contexto actual, a caracterização do problema em questão e os requisitos gerais propostos *a priori*. Posteriormente, serão enumerados os objectivos do trabalho e será feita uma breve exposição da estrutura do relatório.

1.1 - Enquadramento do trabalho

O aumento das potencialidades da electrónica no decorrer dos últimos anos conduziu a um progresso tecnológico a nível mundial. Hoje, conseguem-se fabricar processadores que operam a frequências na ordem dos Gigahertz e com tendência a aumentar, respeitando a lei de Moore. A electrónica está a abandonar o domínio macroscópico passando a operar suportada em circuitos que não ultrapassam alguns micrómetros e em alguns casos não ultrapassam os nanómetros.

O grande avanço tecnológico das últimas décadas veio beneficiar áreas como a da indústria, medicina, sector empresarial, lazer e entretenimento, serviços de telecomunicações, etc. Nos dias de hoje consegue-se produzir mais e com melhor qualidade, os médicos podem diagnosticar e decidir apoiados em tecnologias que os ajudam a perceber com bastante precisão as maleitas dos seus doentes, a indústria do lazer concebe equipamentos com tecnologia de ponta e as empresas de telecomunicações oferecem aos seus clientes serviços de voz com elevada fiabilidade e comunicações de dados a débitos consideráveis.

A realização desta dissertação tem como principal objectivo colocar a electrónica ao dispor do desporto e das suas múltiplas modalidades, mais especificamente ao dispor da natação. Pretende-se a produção de um fato de natação capaz de medir com rigor vários parâmetros de interesse para quem faz da prática da natação um desporto de alta

competição. Estes parâmetros podem ser de carácter físico, fisiológico, biomecânico ou bioquímico. A medição de tais valores pode não só possibilitar a optimização do desempenho dos atletas e ajudar a uma melhor compreensão da resposta corporal quando sujeito a determinadas exigências, mas também prevenir lesões e esforços exagerados que sejam exercidos durante os treinos.

Presentemente, já existem estudos e vários protótipos de fatos que fazem a medição de parâmetros fisiológicos, biomecânicos e bioquímicos. Estes fatos, denominados *wearable's*, são especialmente direccionados para a área da medicina e têm como principal função a aquisição de dados em pacientes através de métodos não invasivos. Isto permite uma melhoria substancial da qualidade de vida do paciente, uma vez que os dados necessários a uma correcta monitorização da doença vão sendo recolhidos de forma dinâmica ao longo do dia sem que seja necessária a presença do paciente junto de uma unidade hospitalar. Normalmente estes dados são armazenados e periodicamente enviados para posterior análise pelo pessoal médico. Esta solução, embora já se aproxime do que é pedido neste projecto, fica ainda um pouco aquém das expectativas, uma vez que os padrões de exigência do caso em estudo são um pouco mais complexos devido à natureza específica do mesmo, em particular no que se refere ao meio envolvente, a água.

No nosso caso, pretende-se medir todos os parâmetros em tempo real para que seja possível, por exemplo, um treinador avaliar e corrigir a execução do seu atleta de modo imediato. Além disso, pretende-se que seja também possível armazenar esses dados para posterior análise.

Algumas das temáticas aqui abordadas serão mais adiante aprofundadas e criteriosamente destrinçadas.

1.2 - Motivação

A execução deste projecto surge como resposta à crescente necessidade de acompanhamento do treino de um atleta de natação num domínio mais técnico. Por vezes, só fazendo uma análise exaustiva do desempenho técnico do atleta é possível proceder a pequenas correcções para melhorar e fazer a diferença. Existem outros aspectos que podem ser trabalhados, como por exemplo, a condição psicológica do nadador ou mesmo a diminuição do arrasto dentro de água optimizando os tecidos e processos de fabrico das suas vestes, mas estes já começam a ser bastante estudados e não serão objecto do nosso estudo.

Como já foi dito, a análise do desempenho técnico do desportista é deveras muito importante, no entanto nos dias que correm as soluções apresentadas para esse acompanhamento podem considerar-se elementares e com bastante margem para progresso.

As soluções existentes apoiam-se fundamentalmente em imagens de vídeo ou então em acelerómetros e giroscópios colocados no corpo dos atletas, nos pontos onde há interesse medir determinados valores. Embora alguns destes sistemas já apresentem uma elevada eficácia a determinar valores como velocidades, acelerações e níveis de fadiga do atleta, ainda carecem de melhorias substanciais. Estes sistemas normalmente não conseguem adquirir informação relativa a múltiplos parâmetros de interesse. De facto, poucos são os que o fazem, e quando o fazem, focam-se essencialmente em grandezas físicas (velocidade instantânea, velocidade média, aceleração, número de piscinas completadas pelo atleta...) em detrimento de outras grandezas. O que se faz actualmente é a utilização de diferentes dispositivos para obtenção de diferentes medidas (específicas à funcionalidade do dispositivo em questão). Outro grande entrave, à excepção dos velocímetros (e com grandes limitações), é o facto de não se poder medir em tempo real tudo o que está a acontecer durante um treino. Normalmente os dados são armazenados para posterior análise, o que reduz significativamente a margem de intervenção de um treinador na altura devida.

De forma a trazer algo de novo a esta área, pretende-se construir um fato confortável para quem o enverga, leve, não causador de atritos exagerados e que seja capaz de extrair, reunir e transmitir a maior quantidade de informação possível decorrente da prática da natação. Tudo isto deve ser feito em tempo real e sem recorrer a sistemas externos de medida. O único sistema com que o fato terá de comunicar será com um computador, que fará a recepção em tempo real dos sinais transmitidos e onde estes serão analisados e processados. Toda a informação adquirida e devidamente tratada deverá ser apresentada de uma forma simples e intuitiva.

1.3 - Caracterização do problema

História da Natação

A história da natação remonta dos tempos pré-históricos. Nesses tempos, os homens que sabiam nadar detinham uma grande vantagem sobre os outros, uma vez que este conhecimento os ajudava a recolher alimentos ou então a fugir por água em caso de um eventual perigo em terra. Assim podemos considerar que esta actividade física pode ter ajudado o homem na sua luta evolutiva. Embora não se tenha a certeza, especula-se que o Homem tenha aprendido esta prática por observação de outra espécie ou então por dificuldades apresentadas por fenómenos naturais, no entanto é consensual que a autopropulsão e auto-sustentação na água são duas acções inatas do comportamento humano.

A natação e as actividades recreativas na água têm sido cultivadas por diversos povos e civilizações ao longo do tempo. Arqueólogos descobriram que há cinco mil anos na Índia, na localidade de Mahenjoara, já existiam piscinas com aquecimento. No antigo Egipto, há cerca de três mil anos, a prática da natação era incluída na educação das crianças nobres, para a qual eram destacados professores. Na Grécia clássica, a natação era abarcada no treino dos guerreiros e organizavam-se provas de natação que eram incluídas nos jogos Ístmicos em homenagem a Psodeidon. Acredita-se mesmo que eram erigidas estátuas aos melhores nadadores. Ainda na Grécia, o culto da beleza física fez da natação um dos exercícios mais importantes para o desenvolvimento harmonioso do corpo. A natação era tão usual que Platão afirmava que o homem que não soubesse nadar era mal-educado. Em Roma, a natação era um método utilizado pela população para preparação física e as suas ciências eram leccionadas no sistema educacional. Existiam enormes termas, onde se situavam magníficas piscinas de tamanhos variáveis. As comuns tinham cem metros de comprimento e vinte e cinco metros de largura.

Com a queda do império romano, esta prática quase desapareceu até ressurgir já na idade média. Nesta época temia-se que a modalidade pudesse disseminar epidemias o que prejudicou o seu desenvolvimento. Porém, na altura do renascimento algumas destas falsas noções começaram a esmorecer e surgiram várias piscinas públicas, sendo a primeira edificada em Paris, no reinado de Luís XIV.

A natação só começou a ser fortemente difundida após a primeira metade do século XIX. A partir daí ela progrediu como desporto, tendo-se realizado as primeiras provas em Londres, no ano de 1837. Nos anos subsequentes várias provas foram realizadas. Em 1944 alguns nadadores norte-americanos rumaram a Londres para participar numa competição e viram os seus esforços ser compensados com a conquista do lugar mais alto em todas as provas.

Até então o estilo usado era uma braçada de peito, executada de lado. Mais tarde com o intuito de diminuir a resistência da água, passou-se a levar um dos braços à frente pela

superfície (*single overarm stroke*) e depois foi adaptado para levar um braço de cada vez (*doublearm stroke*).

Em 1893 os pés faziam um movimento de tesoura, que mais tarde viria a ser substituído por um movimento de pernas alternadas na vertical denominado *crawl* australiano. Este estilo ganhou esse nome devido a Frederick Cavill, um inglês emigrado na Austrália que observou que os indígenas de Ceilão nadavam com as pernas agitando-as em planos verticais e aplicou esta técnica aos treinos do seu filho Richard que em 1900 viria a bater o recorde mundial das 100 jardas.

Estas inovações foram observadas pelos americanos que posteriormente aperfeiçoaram o estilo denominando-o de *crawl* americano. O *crawl* americano veio a ser superado pelos japoneses que, nos X jogos olímpicos de Los Angeles inovaram com o *crawl* japonês e a braçada dupla. Outros avanços surgiram como a braçada alongada e a respiração bilateral, nos jogos de Berlim.

O nado de peito, o nado à mariposa e o nado à “golfinho” têm um vínculo histórico comum. O nado de peito somente foi regulamentado como tal após o estilo *crawl* tê-lo substituído nas provas de nado livre. Posteriormente foi introduzido o estilo mariposa que, finalmente, evoluiu para o “golfinho”. Com o surgimento do *crawl*, o antigo estilo (nado de peito) perdeu a sua posição por ser mais lento. Entretanto, havia interesse em manter o estilo clássico e por isso, foram regulamentadas as provas exclusivas para esse estilo. Quando surgiu a braçada da mariposa, novamente declinou o uso do estilo clássico da mesma forma que ocorrera anteriormente. Isto levou a que a FINA (*Fédération Internationale de Natation*), por meio de regulamentação específica, separasse os dois estilos. Aperfeiçoou-se o estilo de batidas de pernas e ao invés de “tesoura” surgiu o movimento ondulante do “golfinho”, razão da denominação do novo estilo.

Inicialmente, o nado de costas tinha como função proporcionar meios de fácil flutuação para propiciar momentos de menor exigência física ao nadador. Somente nos jogos olímpicos de Paris, em 1900, é que surgiu este estilo como forma de competição. Inicialmente os braços eram levados simultaneamente para dentro da água e as pernas movimentavam-se de forma semelhante à “tesoura” à frente. Daí, evoluiu para uma mariposa invertida e, com o aparecimento do estilo novo de frente, chegou-se ao nado de costas por cedência de técnicas, que passou a ser executado usando os mesmos movimentos de pernas, alternados para baixo e para cima, com os braços também alternados, de trás para frente, em tracção de dentro da água e em recuperação fora dela.

É importante salientar ainda que em 1896 se realizou a primeira olimpíada da era moderna e que a natação fez parte dos desportos escolhidos pelo Barão Pierre de Coubertin para integrar o programa.

Em 1908, foi fundada a já referenciada FINA, sendo esta a entidade que ainda hoje regula a natação competitiva internacional.

Entre os maiores nomes da natação em todos os tempos, destacam-se: Duke Kahanamoku (E.U.A), Johnny Weissmuller (E.U.A) e Michael Fred Phelps II (E.U.A).

Natação como prática desportiva

A natação está incluída na classe dos desportos aquáticos. O principal objectivo desta competição é determinar qual o atleta que se desloca mais rápido dentro de água respeitando as regras de determinado estilo de locomoção.

Existem seis estilos aprovados nas provas de natação: o estilo *crawl*, o estilo costas, o estilo bruços, o estilo mariposa, o estilo estilos e por fim o estilo livre.

Crawl

- A partida

No estilo *crawl*, o nadador começa a prova do bloco. Para mergulhar, ele deve imaginar que está a cair. Dessa forma, o seu corpo cria menos atrito com a água e, conseqüentemente, consegue ir mais longe com o mergulho. Para realizar o mergulho correctamente, os joelhos devem ser bem flectidos, os braços esticados à frente, sempre na altura das orelhas. No momento do sinal de partida, o nadador salta e mantém esse posicionamento. Dessa forma, além de executar uma saída correcta, o atleta está proteger a própria cabeça.

- O estilo

No estilo *crawl*, os braços movimentam-se alternadamente enquanto as pernas se movem para cima e para baixo. Durante a locomoção, o atleta mantém-se sempre com a barriga voltada para o fundo da piscina. Depois de mergulhar, o atleta precisa seguir correctamente todos os passos para realizar o nado *crawl* correctamente. Neste estilo, em média, os braços garantem 75% da propulsão (ou seja, o impulso para frente) e as pernas 25%. Os braços são responsáveis pela velocidade que o atleta adquire, logo estes devem ser levados à frente com os cotovelos dobrados e com a ponta dos dedos na diagonal, isto é, o polegar virado para a água. Os dedos ficam unidos, formando uma espécie de “pá de remo”. Debaixo de água, o braço faz um movimento parecido com a forma de um “S”. Com isso, o nadador consegue “empurrar” mais água e aumentar a sua propulsão verdadeira.

- Mudança de sentido

Para fazer a mudança de sentido, o atleta deve executar primeiro uma cambalhota simples e compacta próxima da parede testa da piscina. De seguida este deve-se impulsionar no sentido contrário empurrando a parede com os pés. O atleta deve sair deste movimento numa posição lateral, ou seja, as costas numa posição paralela à parede lateral da piscina e deslizar, retornando lentamente à posição ventral.

Costas

- *A partida*

A partida no estilo de costas é realizada dentro da piscina, por isso o atleta precisa de estar atento ao seu posicionamento junto à raia. Ao ser dada a partida, o nadador puxa o seu corpo contra o agarre e, ao mesmo tempo, empurra com os pés a borda, de modo a que o corpo se eleve e os quadris saiam da água, como se fosse uma mola comprimida. Ao ouvir o aviso sonoro ele mergulha para trás.

- *O estilo*

Na natação de costas, o atleta fica de barriga voltada para cima e as pernas têm muito mais importância do que no estilo *crawl*. Existem várias formas para se nadar de costas, sendo a mais comum o *crawl* de costas, em que os braços giram alternadamente como se fossem hélices. Na fase aérea, o braço mantém-se estendido e depois é levantado sempre na linha do ombro. O batimento das pernas segue o padrão natural baseado na fórmula de seis batimentos para um ciclo completo de braçadas. Para aumentar a eficiência da batida de pernas, os joelhos devem ficar todo o tempo dentro de água.

- *Mudança de sentido*

Para efectuar a mudança de sentido, o atleta deve fazer uma aproximação à parede na posição ventral. O seu movimento dentro de água é semelhante a uma cambalhota de costas, composta unicamente por uma rotação do corpo que lhe coloca novamente na posição inicial, ou seja, posição dorsal. Ao tocar a borda com a palma da mão, a cabeça começa a afundar-se e a voltar-se no sentido oposto. As pernas devem acompanhar esse movimento, sendo lançadas por cima até se encostarem à parede da piscina. Em seguida, o nadador dá impulso com os pés e prepara-se para voltar à posição original do estilo.

Bruços

- *A partida*

A partida do estilo de bruços é feita do bloco de partida. Em comparação com os estilos *crawl* e mariposa, o mergulho da saída do estilo bruços é um pouco mais profundo, para que o atleta aplique a braçada e a pernada ainda durante o mergulho. A este movimento dá-se o nome de filipina e este garante uma melhor desenvoltura do nado. O nadador deve observar com atenção o posicionamento dos joelhos. Eles não podem estar muito a frente na preparação da pernada pois isso faz com que o quadril suba, o que produz atrito e enfraquece a potência da pernada.

- O estilo

No início da primeira braçada após a saída e em cada volta, o nadador deve estar sobre o peito. Os movimentos dos braços devem ser simultâneos e no mesmo plano horizontal. As mãos devem ser lançadas juntas para a frente a partir do peito, debaixo ou sobre a água. Os cotovelos devem estar debaixo de água excepto na última braçada antes da mudança de sentido, durante a volta e na braçada final da chegada. As mãos devem ser trazidas para trás na superfície ou abaixo da superfície da água e não podem ser trazidas para trás além da linha dos quadris, excepto durante a primeira braçada após a saída e em cada volta. Durante cada ciclo completo de uma braçada e uma pernada, nesta ordem, parte da cabeça do nadador deve quebrar a superfície da água, excepto após a saída e após cada mudança de sentido, onde o nadador poderá dar uma braçada completa e uma pernada enquanto continua completamente submerso. A cabeça tem que quebrar a superfície da água antes que as mãos vão para dentro na parte mais larga da segunda braçada.

Todos os movimentos das pernas devem ser simultâneos e no mesmo plano horizontal, sem movimentos alternados. Os pés devem estar virados para fora durante a parte propulsiva da pernada. Não são permitidos movimentos em forma de “tesoura”, pernada vertical alternada ou de “golfinho”. É permitido quebrar a superfície da água com os pés, excepto quando seguido de uma pernada de “golfinho”.

- Mudança de sentido

Para mudar de sentido, o nadador precisa de tocar a borda com as duas mãos, ao mesmo tempo e na mesma altura. Depois disso, o braço do lado para o qual o corpo vai virar é lançado de volta à piscina acima da cabeça. A outra mão empurra a borda para colocar a cabeça em sentido contrário. Ao mesmo tempo, os joelhos são direccionados para a borda até que os pés consigam tocá-la. Nesse momento, as mãos já devem estar juntas à frente, preparando-se para a retomada dos movimentos.

Mariposa

- A Partida

A partida em mariposa também é feita do bloco de partida. Após o mergulho, o nadador mantém os braços à frente e realiza uma forte batida de pernas.

- O estilo

Historicamente este estilo de nado nasceu do nado clássico (peito ou bruços), evoluiu para o nado mariposa (com perna de peito e braço apresentando o movimento simultâneo com recuperação aérea) e, então, para o nado à “golfinho”, com ondulação do corpo e movimentos simultâneos verticais das pernas. O estilo mariposa assemelha-se ao *crawl*. As

pernas e os braços movem-se de modo parecido, com a diferença de que as pernas e os braços se mexem ao mesmo tempo.

Neste estilo, não há uma compensação de ombros, ou seja, o nadador não realiza o movimento de rotação dos ombros e quadris. Por isso, exige do nadador mais força para enfrentar a resistência da água sendo por isso mais cansativo.

- Mudança de sentido

Na mudança de sentido, o atleta tem que tocar as bordas com as duas mãos ao mesmo tempo, e no mesmo nível. Ao tocar a borda onde está localizado um sensor, o atleta não deve deixar que o corpo se aproxime demasiado da borda. Depois de tocar na borda com as duas mãos, o braço do lado para o qual o corpo vai virar é lançado de volta à piscina com o cotovelo flectido. A outra mão empurra a borda para colocar a cabeça e os ombros na direcção oposta, ao mesmo tempo que os joelhos são flectidos e trazidos por baixo do corpo até que os pés toquem na borda.

Estilos

Estilos, ganhou este nome pois é uma forma de competição que junta os quatro estilos de natação anteriores. Se for uma disputa individual, a ordem seguida pelo atleta é a seguinte: mariposa, costas, bruços e *crawl*. No caso de se tratar de uma equipa, cada um dos quatro nadadores faz um estilo, na seguinte ordem: costas, peito, mariposa e *crawl*. A ordem é diferente porque a saída de costas é realizada de dentro de água. As regras para mudança de sentido e saídas são as mesmas já descritas para os outros estilos, respectivamente. No caso de ser uma equipa a competir, os atletas vão saindo à medida que os outros vão entrando. Por exemplo, o primeiro nadador (o que executa a prova no estilo de costas) quando completa sua prova, deve bater com a mão na borda e somente neste momento o próximo poderá sair.

Livre

Nesta prova o atleta pode optar pelo estilo que preferir. Na prática o estilo usado com maior frequência é o *crawl* por ser o mais rápido e o que exige menor esforço.

Na seguinte tabela mostram-se as distâncias a cumprir nas provas oficiais, relacionadas com os estilos já descritos:

| Estilo | 50 m | 100m | 200m | 400m | 800m | 1500m | 4X100m | 4x200m |
|-----------|------|------|------|------|------|-------|--------|--------|
| Livre | X | X | X | X | X(M) | X(H) | - | - |
| Costas | X | X | X | - | - | - | - | - |
| Bruços | X | X | X | - | - | - | - | - |
| Mariposa | X | X | X | - | - | - | - | - |
| Estilos | - | - | X | X | - | - | - | - |
| Estafetas | - | - | - | - | - | - | X | X |
| Livres | - | - | - | - | - | - | X | - |
| Estafetas | - | - | - | - | - | - | X | - |
| Estilos | - | - | - | - | - | - | - | - |

Legenda:

X - Prova existente para ambos os sexos;
X(H) - Prova apenas masculina;
X(M) - Prova apenas feminina.

Tabela 1 - Diferentes estilos relacionados com as distâncias oficiais das provas de natação

Problema técnico

Numa primeira abordagem a este projecto é preciso, de certa forma, uma abstracção do pensamento de engenheiro para tentar perceber o que será mais vantajoso para um treinador desempenhar a sua função da melhor maneira possível e por outro lado como se terá que comportar o fato para que este seja bem aceite pelo nadador.

Um treinador pretende sempre a melhoria do desempenho dos seus atletas e que isso se reflecta em melhores resultados. Para que isto seja possível, o treinador tem que controlar o aspecto técnico da movimentação bem como a sua conciliação com a condição física e orgânica do atleta. Depois de todo este trabalho consumado, o treinador pretende ter sempre acesso à informação global que lhe diz o modo como o atleta evolui no cômputo geral e como é que isso se traduziu em ganho de tempo no final de uma prestação. Avaliando tudo isto, é fácil perceber que temos de dotar o nosso fato com sensores que transformem as preocupações do treinador em “números”. De forma simplificada, devemos pensar em sensores capazes de medir os ângulos de curvatura, acelerações e posições dos braços; a posição dos pulsos e mãos; a frequência gestual; a força palmar do atleta sobre a água; a velocidade instantânea e aceleração do atleta; a frequência respiratória e cardíaca; o electrocardiograma (ECG); etc. Outros parâmetros, como por exemplo a velocidade média, o número de piscinas ou o tempo de conclusão de parte ou de totalidade do exercício, serão determinados a partir de uma análise e manejo das primeiras grandezas enunciadas através de um programa concebido para o efeito. A descrição cuidadosa das grandezas a medir será feita no tópico “Requisitos Gerais”.

Passando agora a descrever as preocupações do atleta quando é confrontado com a necessidade de utilização do fato, quais serão as suas expectativas e os seus receios?

Deste ponto de vista, o principal requisito é o perfeito ajuste anatómico ao corpo do indivíduo. É importante garantir a construção de uma vestimenta confortável e que não magoe o atleta (quer este esteja em repouso, quer se encontre numa situação de esforço prolongado). Além disso, o atleta espera que durante a sua prova o fato não o atrapalhe nem o atrase de nenhuma forma. Caso isso se verificasse, era sinónimo de atritos indesejáveis que devem ser evitados a todo custo pois, por um lado e como já foi dito, o atleta atrasar-se-ia e por outro despenderia mais energia para realizar o mesmo trabalho. De facto, o atleta anseia algo mais do seu fato. Ele espera que este seja capaz de o ajudar a progredir mais rapidamente o que pode ser conseguido através de uma compressão adequada por parte do fato em certas zonas do corpo. Estas zonas já se encontram perfeitamente identificadas por estudiosos da prática da natação. A título de exemplo, sabe-se que as massas corporais oscilantes são fontes de atraso na progressão, assim sendo, o fato deverá comprimir a área dos glúteos e/ou a área peitoral no caso dos indivíduos do sexo feminino. Embora este tema

seja de grande interesse e importância, não irá ser mais explorado neste trabalho uma vez que é do domínio da engenharia de tecidos.

Também deve ser tido em conta o tipo de sensores a utilizar e a sua localização de forma a não prejudicar o comportamento desportivo. Os sensores devem ser leves e se possível construídos no próprio fato ou “embebidos”. Caso isto não seja possível, deverão então ter dimensões reduzidas para que se evite arrasto durante a natação. Seja qual for o dispositivo a aplicar no fato, ele deverá respeitar sempre o conforto anatómico da pessoa que o está a usar.

O ponto de vista do engenheiro perante este problema revela uma análise um pouco mais complexa. Ele tem que escolher todos os sensores necessários e avaliar como os dispor para além de estudar a interligação entre sistemas e como estes vão comunicar com o exterior. Tal como o título deste trabalho anuncia, pretende-se escolher e fazer o devido estudo dos sensores adequados para o desafio em questão e desenvolver um software capaz de extrair o sinal dos sensores para posterior processamento e análise. Tudo isto deve ser feito tendo em conta as preocupações e anseios dos treinadores e atletas, bem como os aspectos físicos associados ao nado.

Plano de trabalhos

Expõe-se de seguida uma possível ordem de trabalhos a tomar. Numa primeira fase proceder-se-á a uma escolha criteriosa do hardware a considerar, pesando todos os prós e contras. Depois seguir-se-á a recolha de amostras dos diferentes sinais, onde poderá ser necessário minimizar o ruído presente nos sinais. De seguida, tentar-se-á compreender os sinais obtidos, tentando transportá-los para a realidade física do que está a acontecer. Numa fase posterior, será feita a análise qualitativa de cada sinal recolhido e se este for uma amostra fiável e precisa do que se pretende medir, significa que o sensor foi bem escolhido. Se, por outro lado, isto não se verificar, será apurado outro sensor que revele melhores características e retomar-se-á todo o processo. A fase final poderá ser a decisão da localização precisa dos sensores no fato.

O trabalho associado ao estudo da comunicação entre sensores e a comunicação da rede de sensores com o exterior será objecto de outra dissertação em curso.

1.4 - Requisitos gerais

Depois de uma apresentação genérica do problema proposto, este é o momento oportuno para descrever detalhadamente os parâmetros que se devem ter em conta para consequente medição ou resolução.

De forma a simplificar a compreensão do que se vai tratar, procedeu-se à seguinte divisão: parâmetros de desempenho, parâmetros fisiológicos, parâmetros biomecânicos e parâmetros bioquímicos. Cada parâmetro é seguido de uma breve descrição elucidativa.

Parâmetros de desempenho

- Tempo de nado - Medição do tempo total de nado do atleta.
- Número de piscinas - Valor dado por um contador que incrementa após o atleta completar o comprimento de uma piscina.
- Distância de nado - Medição, permanentemente actualizada, da distância percorrida pelo nadador.
- Velocidade média de nado - Cálculo da velocidade média com que o nadador executou o exercício.

Parâmetros fisiológicos

- ECG - Registo da variação dos potenciais eléctricos gerados pela actividade eléctrica do coração.
- Frequência cardíaca - Número de batimentos do coração por minuto.
- Frequência ventilatória - Número de ciclos respiratórios (inspiração e expiração) por minuto.
- Volume de ar corrente - Volume de ar presente nos pulmões.
- Ventilação pulmonar - Análise dos movimentos que proporcionam a insuflação e desinsuflação dos alvéolos.
- Temperatura timpânica - Averiguação da temperatura corporal do atleta a partir do seu tímpano.
- Gasimetria capilar - Medida em percentagem da saturação de oxihemoglobina (HbO_2) nos capilares.
- EMG diferencial bipolar de superfície - Registo dos sinais mioeléctricos que se produzem nos músculos em repouso ou durante a contracção muscular.

Parâmetros biomecânicos

- Número de ciclos - Cálculo do número de vezes que se repete o movimento completo de um certo estilo de nado: no estilo *crawl* ou costas será a sequência de movimentação dos dois braços; no estilo de bruços ou mariposa será a sequência de braços e pernas.
- Frequência gestual - Número de vezes que um determinado movimento corporal se repete num dado intervalo de tempo.
- Velocidade instantânea de deslocamento - Determinação da velocidade de deslocamento global do sujeito, em particular do seu centro de massa.
- Pressão palmar na mão - Força exercida pela água na palma da mão.
- Pressão dorsal na mão - Força exercida pela água na parte posterior da mão.
- Diferencial de pressão na mão - Diferença entre a força exercida pela água na palma da mão e na parte posterior da mesma.
- Posição angular do cotovelo - Medida do ângulo formado pelo cotovelo.
- Posição angular do pulso - Medida do ângulo formado pelo pulso.
- Posição angular da cabeça - Medida do ângulo formado pela cabeça.

Parâmetros bioquímicos

- Iões - Nível de iões no sangue.
- Lactato - Nível de lactato nos músculos ou sangue.
- Amónia - Obtenção das concentrações de NH₃ no sangue.

Para uma melhor percepção dos parâmetros a medir em cada contexto de utilização, construiu-se a seguinte tabela:

| | | Avaliação em competição | Avaliação em treino de alta competição (contexto de investigação científica) | Avaliação em prática desportiva de recreação |
|--------------------------|--|-------------------------|--|--|
| Parâmetros Fisiológicos | ECG | - | - | X |
| | Frequência Cardíaca | X | X | X |
| | Frequência Ventilatória | X | X | X |
| | Volume de Ar Corrente | X | X | X |
| | Ventilação Pulmonar | X | X | X |
| | Temperatura Timpânica | - | X | X |
| | EMG de Músculos | X | X | X |
| | Gasimetria Capilar | - | X | - |
| Parâmetros Biomecânicos | Número de Ciclos | X | X | X |
| | Frequência Gestual | X | X | X |
| | Velocidade instantânea de deslocamento (x,y,z) | X | X | X |
| | Aceleração | X | X | X |
| | Pressão Palmar | - | X | - |
| | Pressão Dorsal na Mão | - | X | - |
| | Diferencial de Pressão na Mão | - | X | - |
| | Posição Angular do Cotovelo | X | X | - |
| | Posição Angular do Pulso | - | X | - |
| Parâmetros Bioquímicos | Posição Angular da Cabeça | - | X | - |
| | Iões de Hidrogénio | - | X | - |
| | Lactato | - | X | - |
| Parâmetros de Desempenho | Amónia | - | X | - |
| | Tempo de Nado | - | X | X |
| | Número de Piscinas | - | X | X |
| | Distância de Nado | - | X | X |
| | Velocidade Média de Nado | - | X | X |

Tabela 2 - Tabela de parâmetros

1.5 - Objectivos do trabalho

A realização desta dissertação tem como principais objectivos a criação de um programa capaz de fazer o processamento e análise dos sinais sensoriais provenientes de um fato de natação e o estudo, experimentação e validação de sensores que possam ser integrados no fato de forma a satisfazer os requisitos propostos para este projecto, dando prioridade àqueles que são considerados essenciais.

Os trabalhos desenvolvidos no decorrer desta dissertação, tentam complementar uma parte do um projecto já existente “Bioswim” e nessa medida direccionam-se apenas para uma fracção dos trabalhos do projecto principal. Os trabalhos de acelerometria e análise cinemática bem como os trabalhos de comunicação entre sensores e comunicação destes com um computador estão a ser desenvolvidos no âmbito de teses de doutoramento e mestrado respectivamente. No desenvolvimento do programa esses dados não serão esquecidos e os algoritmos a desenvolver terão esses factores em conta.

1.6 - Contribuições mais significativas

Fazendo uma análise do que foi escrito anteriormente, o principal objectivo deste trabalho é o desenvolvimento de parte de um sistema que ajude a monitorização comportamental (voluntária e involuntária) de um atleta de natação. As principais contribuições que se pretendem promover durante o desenvolvimento do programa são a criação de um programa simples e de utilização intuitiva de forma a facilitar a interacção com o seu utilizador e a favorecer a rapidez no controlo do mesmo. Este programa, após se encontrar a comunicar com o fato deve iniciar manualmente ou automaticamente.

Ao nível dos materiais escolhidos para a inclusão no fato de natação, as principais contribuições que se pretendem pôr em prática são a descoberta de materiais preferencialmente pequenos, anatomicamente confortáveis e que permitam que o processo de vestir o fato seja simples e rápido. Com este trabalho pretende-se ainda a calibração e teste de validade do sensor responsável por adquirir a temperatura timpânica, o teste de desempenho dos sensores de pressão e a construção de uma luva sensorial que permita detectar pressões palmares debaixo de água.

1.7 - Estrutura do relatório

Este relatório está estruturado em seis capítulos, cada um deles com objectivos e conteúdos específicos. No primeiro capítulo faz-se uma introdução ao trabalho proposto e ao sistema em que se irá trabalhar, explicando em que medida este projecto se revela aliciante e quais os requisitos e objectivos que se pretende cumprir. No segundo capítulo será introduzido o estado da arte do trabalho proposto onde são estudados e analisados variados

sistemas, tecnologias relacionadas com o sistema em desenvolvimento, etc. No terceiro capítulo serão descritos os sensores que se entenderam ser promissores para o funcionamento sensorial do fato de natação e far-se-á uma descrição detalhada das ferramentas a serem utilizadas no desenvolvimento do programa de monitorização dos sinais provenientes do fato. No quarto capítulo será descrito todo o trabalho desenvolvido na produção do mesmo programa atrás enunciado. No quinto capítulo serão descritos todos os procedimentos tomados para a realização da experimentação dos sensores escolhidos, serão disponibilizados os resultados obtidos e feita uma breve análise crítica em relação aos mesmos. Por fim, no sexto e último capítulo serão descritas as conclusões, resultados e outras contribuições relevantes e serão identificadas as lacunas e possíveis melhoramentos a realizar no futuro.

Capítulo 2

Estado da arte

Neste capítulo será enunciado o trabalho de pesquisa e documentação que permitiu uma melhor percepção sobre o estado de desenvolvimento dos sistemas e subsistemas relacionados com a monitorização de parâmetros biomecânicos, fisiológicos e bioquímicos em humanos.

É também feito um breve estudo sobre o princípio de funcionamento dos diferentes tipos de sensores a incluir no fato.

2.1 - Sistemas existentes

Relógio Polar AXN 700

Esta é uma solução^[22] que recorre ao uso de um relógio e de um transmissor colocado no braço para fornecer ao atleta um conjunto de informações importantes no decorrer da sua prestação. O transmissor tem como função a aquisição e emissão dos dados relativos à frequência cardíaca para o relógio. O relógio dispõe de funções como três alarmes, calendário, lembrete, altímetro, velocímetro vertical, barómetro, bússola, medidor de frequência cardíaca com precisão de ECG, consumo calórico (Polar OwnCal[®]), cronómetros progressivo e regressivo, termómetro, conector móvel Polar, conector para computador e porta de infravermelhos bidireccional.

Entre muitas outras coisas este relógio é capaz de fazer a medição de frequência cardíaca de repouso para que se consiga determinar como o utilizador se está a adaptar às condições extremas. Executa também uma medição do nível de condicionamento físico em 5 minutos e determina a frequência cardíaca máxima e média do exercício. Ainda no domínio cardíaco, este relógio pode disponibilizar a informação em BPM ou em percentagem relativamente à frequência cardíaca máxima e elaborar gráficos de tendência dos batimentos cardíacos. Gera gráficos de altitude e tem funções de registo de dados, podendo gravar até 100 exercícios.



Figura 1 - Relógio e transmissor

Velocímetro Mecânico (Speedometer)

O velocímetro^[9] (figura 2) foi concebido por *Lima et al* e consiste numa bobina de fio que se fixa num tripé. O material do fio utilizado é nylon e caracteriza-se por ter uma elasticidade reduzida. Este fio é preso ao nadador por uma pequena mola à altura do ponto anatómico da anca, na respectiva região lombar e desenrola-se à medida que o nadador se desloca ao longo da piscina. Ao desenrolar-se, um motor acoplado à bobine roda com velocidade angular directamente proporcional à velocidade do atleta conseguindo-se assim determinar a velocidade instantânea com que ele se move.



Figura 2 - Velocímetro de *Lima et al*



Figura 3 - Gráfico da velocidade em função do tempo obtido em tempo real

O velocímetro possui uma saída de dados que emite um sinal para um computador. O sinal é amostrado a uma determinada frequência e as leituras são transformadas em gráficos de velocidade em função do tempo (figura 3) através de um software desenvolvido para esta finalidade. Tudo isto é feito em tempo real.

Desta forma consegue-se caracterizar o movimento desportivo do atleta em termos da variação da velocidade por ciclo completo de nado.

Registo de imagens de duplo meio

Para pôr em funcionamento este sistema^[8], normalmente são necessárias duas câmaras montadas sobre um suporte com duas prateleiras. Este suporte é assente numa das paredes laterais da piscina a uma distância regulável da parede testa (pode ser necessário alterar a sua localização mediante a especificidade de exercício que se pretende monitorizar). Uma das câmaras é colocada dentro de uma caixa estanque 20 a 30cm abaixo de água, enquanto a outra é colocada à mesma distância mas acima da linha que divide os dois meios. As câmaras devem ser ajustadas e alinhadas através de um referencial visual externo e por um nadador visível pelas câmaras, localizados no plano do movimento para que a linha de divisão das duas imagens coincida com a linha da água (linha de separação dos dois meios). Antes da captação das imagens é necessário também proceder à calibração e transformação das coordenadas do sistema informático em coordenadas reais, para isso coloca-se um objecto de calibração bidimensional com alguns pontos de calibração na trajectória do deslocamento do nadador. De seguida deve-se fazer a digitalização do sistema biomecânico (extremidade dos dedos médios das mãos, as duas regiões cárpicas, os dois olecrâneos, as duas projecções cutâneas do centro articular das articulações escapulo-umerais, o vertex e o meato auricular, os grandes trocanteres femorais, os côndilos femorais, as duas regiões tíbio-társicas, o calcâneo e a região metatársica).

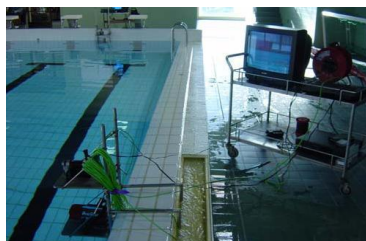


Figura 4 - Sistema de registo de imagens de duplo meio

As imagens recolhidas no plano sagital por ambas as câmaras são reunidas e sincronizadas em tempo real numa mesa de mistura vídeo para que se gere uma única imagem de duplo meio. Estas são gravadas, recorrendo a um suporte de gravação, para posterior análise.

Depois de todo este processo e com o devido tratamento dos dados recolhidos é possível visualizar, por exemplo, a velocidade instantânea, aceleração, tempo de um ciclo, etc. Em simultâneo podemos ver o registo de vídeo e a respectiva figura de traços (figura 5).

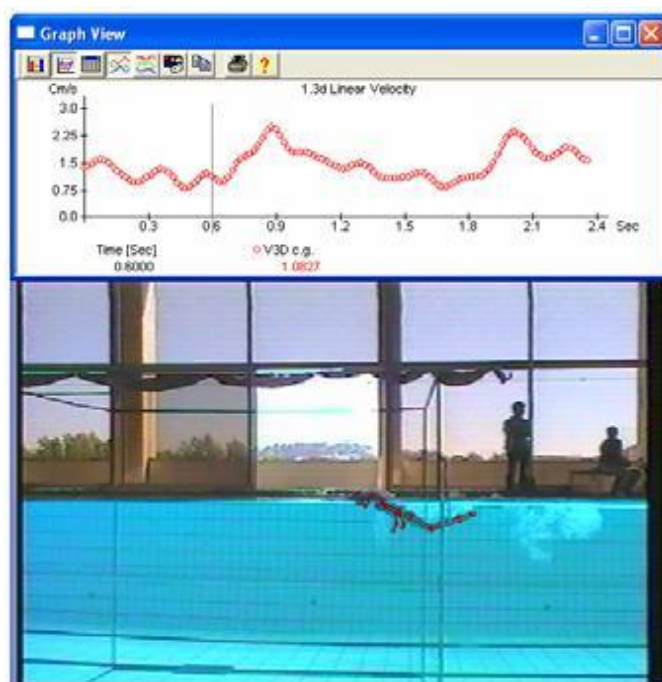


Figura 5 - Imagem de duplo meio e figura de traços

Medidor de acelerações nos pulsos

Ohgi et al desenvolveram um sistema^{[10],[11]} capaz de medir nos três eixos a aceleração e velocidade angular dos pulsos dos nadadores. Para a medida da velocidade angular usaram três giroscópios piezoelétricos ENC-03J e para a medida da aceleração usaram o acelerómetro de duplo eixo ADXL210. As gamas do acelerómetro e do giroscópio são $\pm 10G$ e $\pm 1500^\circ/s$ respectivamente. A amostragem do sinal é feita a aproximadamente 128Hz. Possui uma memória de 128Mbits e uma bateria com autonomia de aproximadamente 2h54m. O circuito electrónico está colocado dentro de um encapsulamento resistente à penetração de água que depois é cuidadosamente preso ao antebraço do nadador.

Após a conclusão do exercício do atleta, é possível ligar o sistema a um computador através de uma porta paralela para fazer a aquisição de dados.

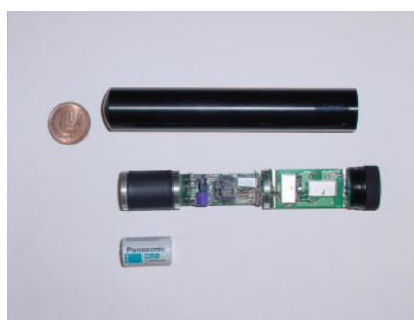


Figura 6 - Acelerómetro de *Oghi et al*

Processamento de imagens com Vicon Motus

Vicon Motus^[25] é um sistema que processa imagens em coordenadas 2D e 3D. Para este efeito são usadas entre duas a dezasseis câmaras. Se se pretender analisar o comportamento do nadador dentro de água podem-se dispor câmaras de forma adequada na piscina para se gerar imagens com efeito de duplo meio, e que cubram a maior parte do corpo do atleta. Os vídeos podem ser gravados em fita magnética ou então capturados directamente para o disco rígido de um computador através de cabos FireWire. As imagens obtidas serão compostas de 20 a 40 pontos de interesse.

Aquando da preparação do atleta podem ser colocados no seu corpo, se for possível, marcadores IV sobre pontos de interesse. Estes serão facilmente identificáveis nas imagens recolhidas e inteligíveis pelo software. Se não for possível, pode-se proceder à identificação dos pontos de interesse manualmente.

Ao longo da prestação do atleta as imagens vão sendo gravadas. Se o vídeo for gravado em cassetes pode, posteriormente, ser transferido para o computador.

De seguida é necessário desenhar o modelo biomecânico. O interface Vicon Motus point-and-click permite escolher os pontos que se desejam identificar, decidir os ângulos a calcular, definir quais os pontos virtuais que se pretendem computar e formular especificações para os segmentos corporais de maneira a criar modelos sólidos e do tipo “*stick*” (figura de traços).

Após as imagens estarem armazenadas no computador, o próximo passo é a captação das coordenadas. As imagens captadas pelas diferentes câmaras são reproduzidas sequencialmente enquanto o operador do sistema e o software monitorizam todos os pontos de interesse. Depois de todas as imagens serem devidamente controladas, o software calcula a reconstrução das coordenadas em 3D.

Passa-se então ao processamento dos dados e sua apresentação. Depois de terem sido calculadas as localizações dos pontos 3D por computador, é possível determinar velocidades, acelerações, ângulos, etc. O gerador Vicon Motus Report é capaz de criar e apresentar gráficos cartesianos para qualquer parâmetro e apresentar em simultâneo as imagens vídeo recolhidas, as figuras de traços e sólidas do atleta. Pode-se ainda converter as animações no formato de vídeo AVI de forma a serem inseridas em apresentações ou em websites ou, simplesmente, para que se possa imprimir seleccionando um momento com especial interesse.

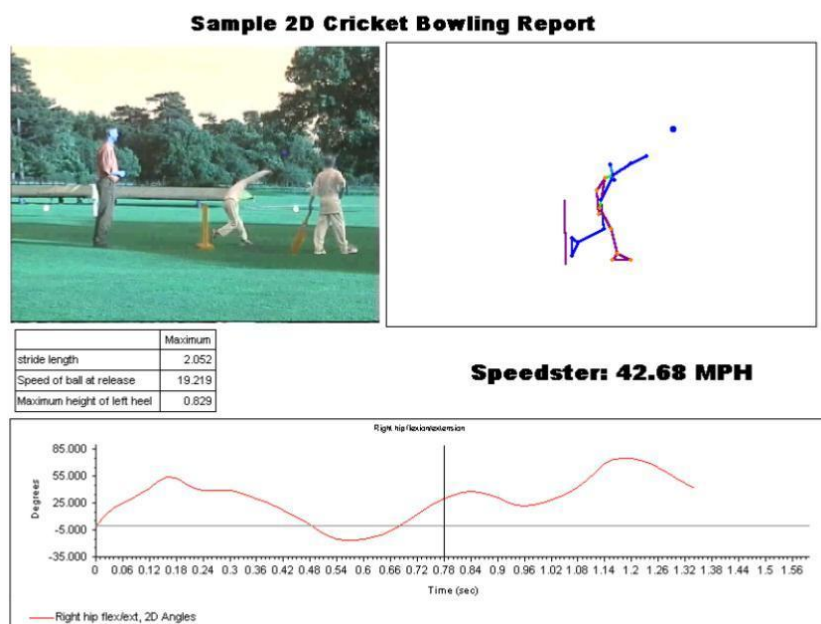


Figura 7 - Imagem vídeo, figura de traços e gráfico do ângulo da anca em função do tempo

Projecto GTWM

Este projecto^[18] nasceu nos laboratórios da Georgia Tech e o seu principal objectivo era a aplicação em condições de combate, difundindo-se depois ao uso comercial. Trata-se de um *wearable* não invasivo que integra diversos sensores dedicados a analisar os sinais vitais da pessoa que o enverga bem como a sua localização apoiando-se no sistema GPS.

A construção do GTWM (Georgia Tech Wearable Motherboard) caracteriza-se por ser monobloco, ou seja, é feito de uma única peça de tecido e não apresenta costuras. Os sensores são destacáveis, o que permite que possam ser colocados em qualquer sítio da peça fazendo com que esta se ajuste a diferentes organismos. Estes comunicam com o processador através de um barramento de dados. Os condutores eléctricos e fibras ópticas são entrelaçados ou tecidos juntamente com as fibras têxteis e conectados ao barramento de dados pela tecnologia Sensatex. Outra característica importante é ser lavável.

Como foi dito, originalmente este sistema foi criado para fins militares pelo que recorre ao uso da fibra óptica para detectar ferimentos de bala. Assim sendo, tem a capacidade de determinar o local exacto de um problema físico ou lesão e de o transmitir em segundos. A transmissão pode ser feita recorrendo a comunicações via satélite ou então recorrendo às células que suportam as comunicações móveis terrestres.

É um sistema que pode ser reconfigurado de acordo com as necessidades de quem o veste. Por exemplo, para um bombeiro seria útil a inserção de um sensor que verifica os níveis de oxigénio ou de gases a níveis perigosos. É possível fazer estas adaptações e muitas outras, como a integração de sensores para determinar a frequência respiratória e temperatura corporal ou até para adquirir dados de voz através de um microfone. Estas

valências levaram ao seu fabrico para fins comerciais sob o nome de *Smart Shirt*. Poderá ser usado em diversas funcionalidades: monitorização dos sinais vitais de polícias e bombeiros em acção, acompanhamento médico, no âmbito desportivo, *biofeedback*, etc. Neste sistema comercial, as comunicações com o exterior são feitas através de comunicações *wireless* ou através das comunicações móveis terrestres.



Figura 8 - GTWM

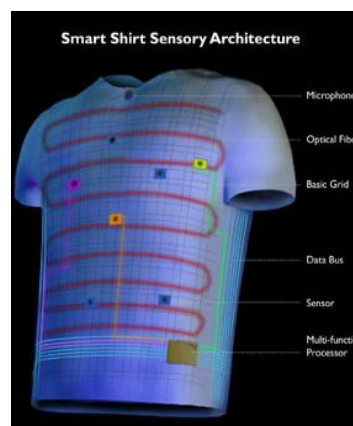


Figura 9 - Arquitectura de Sensores da *Smart Shirt*

Projecto Biotex

O seu nome provém da expressão inglesa *Bio-sensing textile* e de facto este projecto^[33] tem como objectivo utilizar a engenharia têxtil aliada ao uso de biosensores para fazer o acompanhamento médico dos seus utilizadores alastrando-se ainda ao desporto, controlo de obesidade, etc.

Numa primeira fase, os engenheiros preocuparam-se apenas em dotar o wearable com sensores direccionados à medição dos parâmetros fisiológicos dos indivíduos. Medidas como temperatura, frequência respiratória e ECG foram as primeiras a serem resolvidas. Numa fase posterior adoptaram uma atitude mais ambiciosa e decidiram medir também a saturação de oxigénio no tórax, para isso desenvolveram um sensor com tecnologia POF de *Plastic Optical Fibers*. Recorrendo a um *cluster* POF na zona torácica conseguiram iluminar suficientemente essa zona obtendo a luz vermelha e infravermelha que é reflectida e usada pelo oxímetro na determinação das concentrações de oxigénio (espectroscopia óptica). Ainda usando como recurso a fibra óptica criaram sensores de pH (sensor imunológico por colorimetria em hidrogel) e sensores VEGF do inglês Vascular Endothelial Growth Factor (colorimetria óptica em camada sensível).

Incluíram sensores eléctricos destinados a medir a condutividade da transpiração bem como a própria taxa de transpiração. No segundo caso o procedimento é feito recorrendo a uma membrana que separa dois eléctrodos têxteis, comportando-se como um condensador. A capacidade varia com a concentração de suor na membrana, ou seja, à medida que a taxa de transpiração sobe, a capacidade aumenta.



Figura 10 - Fibras ópticas plásticas integradas em tecido



Figura 11 - Condensador têxtil para medir a humidade

Numa solução especialmente direccionada para o desporto, foram incluídos neste fato sensores electroquímicos (usando eléctrodos *Ion Selective ISE*) capazes de medir a concentração iónica na transpiração. Foram testados em laboratório com êxito os iões de cloreto (Cl), potássio (K) e sódio (Na).

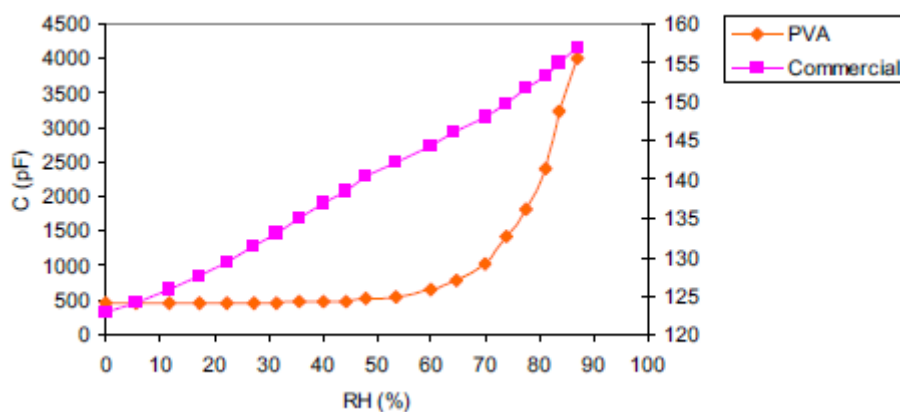


Figura 12 - Gráfico da capacidade em relação à humidade (PVA - Álcool Polivinílico; Commercial - Philips H1)

2.2 - Sensores - Breve Descrição

Um sensor define-se como sendo um dispositivo que detecta um estímulo, sinal ou sinal eléctrico. Por outras palavras, os sensores são capazes de detectar variações de grandezas físicas e convertê-las num sinal eléctrico.

Eles são utilizados nos mais variados objectos que preenchem o nosso dia-a-dia, seja, na indústria automóvel, robótica, indústria aeroespacial, medicina, etc.

De seguida far-se-á uma pequena descrição dos tipos de sensores que serão incluídos no fato de natação.

Biosensores

Os biosensores^{[14],[27]} caracterizam-se como dispositivos que convertem uma reacção biológica num sinal eléctrico (figura 13). O termo biosensor é muitas vezes usado para descrever os sensores que são usados para determinar a concentração de substâncias ou outros parâmetros de interesse biológico. Esta definição é usada por algumas revistas científicas com essa conotação, no entanto devemos considerar que os biosensores são um tipo de sensor específico, criado para medir directamente certos parâmetros do sistema biológico. Os principais tipos de biosensores são: imunosensores, piezoeléctricos, ópticos, amperimétricos, potenciométricos, calorimétricos.

Podemos fazer uma divisão deste tipo de sensor em três partes essenciais:

- O dispositivo biológico sensitivo: desenvolvido pela engenharia biológica, é composto por material biológico tal como, tecidos orgânicos, microrganismos, organelos, receptores celulares, enzimas, anticorpos, ácidos nucleicos, etc.
- O transdutor ou detector: pode trabalhar de forma óptica, piezoeléctrica, electroquímica ou físico-química. Estes dispositivos transformam o sinal resultante da interacção do analito com o elemento biológico num sinal eléctrico que é mais simples de medir e quantificar.
- Electrónica associada e processamento de sinal: elementos responsáveis por tornar inteligíveis os sinais obtidos e os mostrar de uma forma simples e útil.

Os biosensores só agora começam a ser explorados prevendo-se um potencial de mercado muito grande.

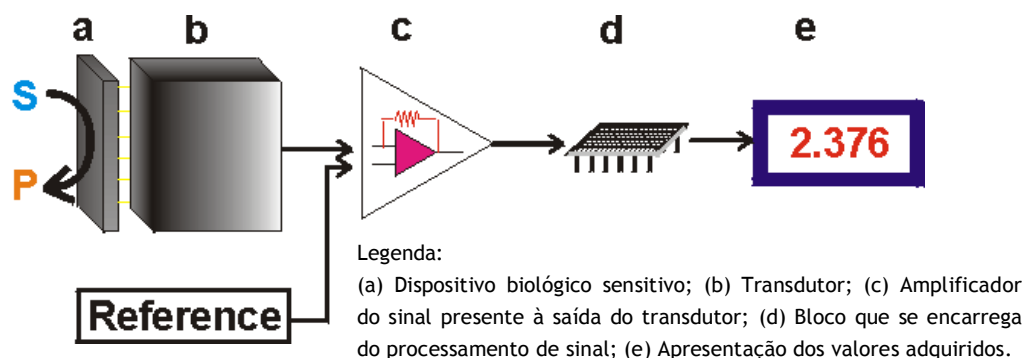


Figura 13 - Diagrama esquemático que mostra os principais componentes de um biossensor

Acelerómetros

Um acelerómetro^[26] é um dispositivo capaz de medir acelerações. Existem modelos que medem a aceleração apenas num eixo ou em vários eixos e são capazes de determinar a magnitude e direcção da aceleração. Eles podem ser usados para detectar vibração e choques, para ajudar em orientação, etc.

Existem vários tipos de acelerómetros tais como: acelerómetros laser, acelerómetros de resposta DC, acelerómetros PIGA (*Pendulating Integrating Gyroscopic Accelerometer*), acelerómetros de ressonância, acelerómetros ópticos, acelerómetros piezoeléctricos, acelerómetros piezo-film, acelerómetros MEMS^[6] (*Micro Electro-Mechanical System*), acelerómetros capacitivos entre outros.

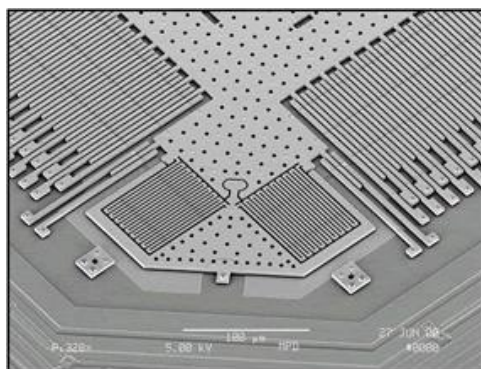


Figura 14 - Pormenor de um circuito MEMS

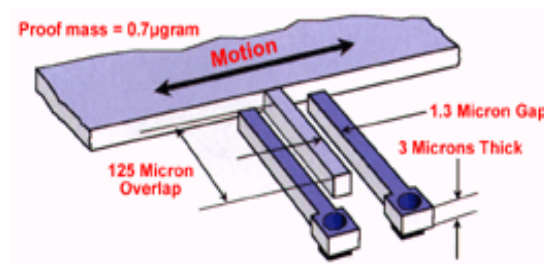


Figura 15 - Estrutura mecânica de um acelerómetro ADXL202E

Um dos mais simples e mais utilizados são os dispositivos electro-mecânicos MEMS. Esta tecnologia^[5] é caracterizada por incluir no sistema uma série de micro estruturas mecânicas que detectam os movimentos por efeito enercial. Estes movimentos são transformados em sinais eléctricos produzindo as leituras que são então transmitidas ao circuito principal. Mais detalhadamente, molas de polisilício suspendem a estrutura MEMS acima do substrato de

forma a que o corpo do sensor (conhecido como Proof Mass) se possa mover nos eixos X e Y. A aceleração causa deflexão do corpo do sensor da sua posição central. Em torno dos quatro lados do quadrado do corpo do sensor existem grupos de “agulhas radiais”. Estas agulhas estão posicionadas entre chapas que se fixam ao substrato. Cada agulha e par de chapas produzem um condensador diferencial, fazendo com que a deflexão ou a aproximação do corpo do sensor seja determinado através da medida da capacidade diferencial.

Giroscópios

O giroscópio^{[2],[24]} é um sensor cuja função é medir e detectar movimentos de rotação. Tal como no caso dos acelerómetros, a tecnologia MEMS é a que tem tido uma maior notoriedade nos últimos tempos. Como já foi dito, este tipo de tecnologia utiliza elementos capazes de vibrar mecanicamente e com isso detectar rotações. Esta realidade veio eliminar a detecção de rotações recorrendo a mecanismos rotativos o que suprimiu o uso de rolamentos e permitiu a miniaturização e a produção em série destes dispositivos recorrendo a técnicas de micro-maquinagem.

O princípio de funcionamento dos giroscópios vibratórios assenta particularmente na transferência de energia entre dois modos de vibração de uma estrutura causada pela aceleração de Coriolis. Esta é uma aceleração que surge numa estrutura rotativa de referência proporcional à cadência de rotação.

Dos principais tipos de giroscópio destacam-se:

- Giroscópio de disco vibratório: possui um disco no qual é induzida uma vibração em relação ao eixo de simetria para o qual a rotação no plano de cada eixo resulta na inclinação do disco. É possível detectar dois eixos de rotação com um disco vibratório.
- Giroscópio de ressonância: também chamado de giroscópio de ressonância hemisférica, este tipo de sensor, é fabricado a partir de sílica fundida e possui um anel que entra em ressonância com o movimento e para o qual os pontos nodais indicam o ângulo de rotação.
- Giroscópio de diapasão: contém um par de massas que oscilam com igual amplitude mas em direcções opostas. Ao rodar, a força de Coriolis cria uma vibração ortogonal que pode ser detectada por uma variedade de mecanismos. O giroscópio de Draper Lab utiliza uma estrutura tipo pente levando o diapasão a entrar em ressonância. A rotação no plano de cada eixo resulta num movimento de elevação de massas que é detectada através de eléctrodos capacitivos instalados por baixo das massas.

O baixo custo de produção destes dispositivos, a diminuição das suas dimensões e a sua boa performance faz que este tipo de sensores seja integrado nas mais variadas áreas e com os mais variados fins. Estabilização da imagem das câmaras de vídeo, detecção da rotação de telemóveis, detecção de capotamentos de carros, auxílio nos sistemas de navegação e pilotos automáticos na aeronáutica são algumas das muitas funcionalidades que este tipo de sensores ajuda a concretizar.

Sensores em Fibra Óptica

A fibra óptica^{[29],[31]} é um filamento destinado à transmissão de feixes luminosos cujo diâmetro pode variar de alguns micrómetros até aos milímetros. Os materiais implicados na sua construção são vidro ou determinados polímeros. A luz no seu interior propaga-se devido à diferença dos índices de refração do *core* e do *cladding*, sendo que o índice de refração do core deve ser superior ao do *cladding*. A este fenómeno dá-se o nome de refração interna total.

Um dos exemplos mais importantes de sensores construídos com fibra óptica é o sensor Rede de Bragg^[28]. De grosso modo, este tipo de sensor é um filtro óptico que deixa passar a luz que é emitida, excepto num determinado comprimento de onda que é reflectido devido a uma alteração que é introduzida na fibra. As Redes de Bragg podem ser utilizadas na construção de diferentes tipos de sensores de acordo com as suas finalidades.

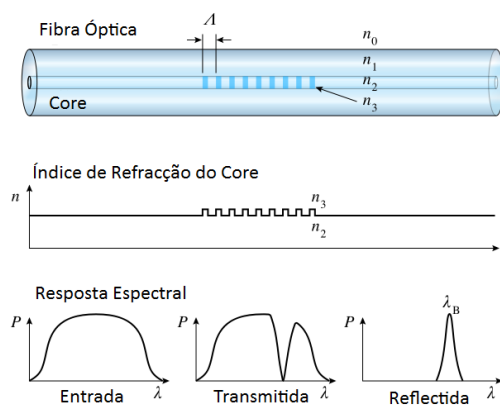


Figura 16 - Estrutura de uma Rede de Bragg, com índice de refração e resposta espectral

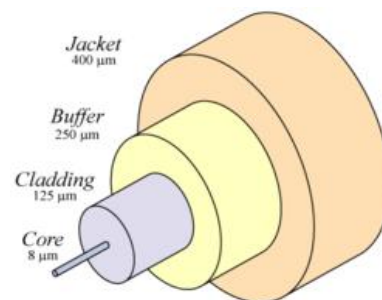


Figura 17 - Diagrama de uma fibra óptica SM (Single Mode)

As fibras ópticas e as suas aplicações têm sido bastante exploradas pelos ramos da medicina, engenharia de telecomunicações, engenharia civil e indústria. No que toca à engenharia, a utilização deste recurso como sensor é cada vez mais frequente devido às suas múltiplas vantagens, entre as quais estão: imunidade electromagnética, matéria-prima muito abundante, baixa atenuação, possibilidade de multiplexagem de sinais, isolamento eléctrico, baixa reactividade, dimensões reduzidas e elevados débitos de informação.

2.3 - Conclusões

A realização do “Estado da Arte”, permitiu um estudo aprofundado sobre os diferentes sistemas que são actualmente utilizados para realizar a monitorização desportiva aquática ou sistemas que embora não se enquadrem nesta classe revelam uma ou outra característica que pode ser explorada e implementada neste trabalho.

A ordem dos trabalhos tomada pode-se dividir em três partes essenciais:

- Percepção da importância da natação ao longo do tempo, estudo da natação enquanto prática desportiva;
- Análise do problema proposto, verificação do estado da arte e estudo dos requisitos gerais;
- Introdução a potenciais tipos de sensores a utilizar no decorrer da dissertação.

Procedendo a uma reflexão sobre os resultados obtidos, a primeira conclusão é de que em algumas áreas a técnica já se encontra bem desenvolvida. Nomeadamente, no caso dos dispositivos de monitorização e análise dos sinais vitais pessoais, os *wearables* já se encontram bastante desenvolvidos, no entanto ainda carecem de bastantes alterações se pensarmos aplicar um dispositivo deste género ao uso da natação.

Relativamente aos sistemas dedicados à avaliação do desempenho de atletas de natação, já existem sistemas mais ou menos complexos que garantem eficácia. No entanto, se excluirmos o *speedometer* nenhum é capaz de fazer a avaliação em tempo real, sendo por isso necessária uma pós-apreciação dos dados recolhidos e armazenados durante o teste realizado.

A execução deste projecto fez com que fosse possível adquirir conhecimentos importantes na área da natação bem como nas técnicas que a assessoram para a evolução desportiva dos atletas. Também foram obtidos vários conhecimentos na área da saúde, engenharia de tecidos, biomecânica e fabrico de sensores que poderão ser úteis na elaboração e desenvolvimento da dissertação.

Capítulo 3

Materiais

Neste capítulo serão descritos os sensores escolhidos para a fase de experimentação. A sua escolha teve em conta os aspectos funcionais, o suporte tecnológico e o custo associado.

Posteriormente, serão descritas as ferramentas que serão usadas no desenvolvimento do software.

3.1 - Sensor de Temperatura

ZTP-135SR

O sensor ZTP-135SR^[17] da General Electric foi concebido para efectuar medidas precisas de temperatura sem estar em contacto com o corpo a medir. Este sensor IV (infravermelhos) é indicado para aplicações médicas, detalhe que influenciou na sua escolha. De facto, este sensor é adequado para medir temperaturas corporais e esse é o objectivo pretendido.

O seu tamanho reduzido permite, com grande facilidade, a sua inclusão no fato de mergulho. Este poderá ser aplicado na zona do ouvido do atleta ou noutra zona ainda a determinar mediante testes.

Este sensor é capaz de medir temperaturas compreendidas entre -40 e 120 °C e funcionar em ambientes em que a temperatura varie entre -20 e 100 °C. A sua precisão é elevada, o que permite o seu uso em tarefas médicas. Dispõe de um termistor que mede constantemente a temperatura ambiente, realizando assim compensação entre esta temperatura e a temperatura do objecto que está sob inspecção. A saída é analógica e exhibe uma diferença de potencial na ordem das dezenas de milivolt (mV) que varia com a temperatura.

Tudo isto encontra-se dentro de um pequeno encapsulamento TO-46.



Figura 18 - Sensor de temperatura ZTP-135SR

3.2 - Sensor de Amónia

TGS826

A escolha do sensor TGS826^[16] deve-se à necessidade de determinar a amónia no suor do atleta. O excesso de amónia no suor poderá indicar a exaustão corporal do atleta e a sobrecarga dos seus músculos. O conhecimento rigoroso destes valores e os momentos em que estes se manifestam poderá ser crucial para moderar convenientemente um treino ou mesmo para otimizar as capacidades físicas do atleta, com vista a uma melhor performance.

Como já foi subentendido, este sensor é capaz de determinar a presença de amónia e assim quantificá-la. Normalmente, este dispositivo é aplicado na detecção de fugas de amónia em frigoríficos, na agricultura ou no controlo de ventilação da indústria aviária. Embora o seu uso seja indicado para outros fins, achou-se conveniente testar a sua eficácia em laboratório para o fim atrás enunciado.

As principais características deste sensor são a alta sensibilidade à amónia, a rápida resposta a pequenas concentrações da mesma, a simplicidade do circuito eléctrico interno e a sua boa resistência a ambientes hostis graças à sua base cerâmica.

O elemento sensitivo presente neste dispositivo é um semiconductor de óxido metálico que apresenta baixa condutividade quando exposto ao ar puro. Na presença do gás a detectar (amónia), a condutividade do sensor aumenta de acordo com a concentração desse gás no ar. Um circuito eléctrico simples converte a variação da condutividade num sinal e envia-o para a saída. Este sinal corresponde à concentração de amónia existente no ar.

Como já foi afirmado, o TGS826 revela alta sensibilidade à amónia no estado gasoso. O sensor pode detectar concentrações desde 30ppm até 300ppm.

No futuro e depois dos testes em laboratório irá ser possível afirmar a validade deste sensor no contexto do projecto.

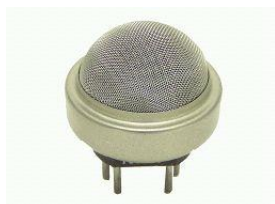


Figura 19 - Sensor de amónia TGS 826

3.3 - Sensor de Pressão

QTC

Como já foi referido, a pressão palmar do atleta, a pressão dorsal da mão e a pressão diferencial na mão são três dos parâmetros biomecânicos propostos para medição. O conhecimento deste valor, poderá esclarecer um treinador se o seu atleta aplica os valores de força palmar adequados nas alturas em que o movimento braçal assim o exige ou, por exemplo, se o atleta deve fazer um treino específico para aumentar a sua potência.

Para se efectuarem estas medições, decidiu-se optar pela tecnologia *Quantum Tunnelling Composite* (QTC)^[21]. Esta é uma nova classe de materiais condutivos que foram especialmente desenvolvidos para servirem como interruptores de pressão e sensores de pressão.

O QTC é um material compósito, feito de um enchimento de partículas metálicas combinado com uma cobertura elástica que normalmente é borracha de silicone. A única forma de combinar estes materiais resulta num composto que demonstra características eléctricas diferentes quando comparadas com outros materiais condutores. O QTC consegue com sucesso passar de isolador eléctrico para condutor quando é posto sobre pressão. Assim, quando este material se encontra num estado em que não se aplica qualquer tensão mecânica sobre o mesmo, ele comporta-se praticamente como um isolador perfeito; quando este material sofre qualquer deformação relativamente ao seu estado inicial, ele passa a conduzir gradualmente até conduzir praticamente como um condutor ideal quando se aplica pressão suficiente.

Anteriormente, eram usadas partículas de carbono para se fabricarem os compostos condutivos. No entanto, estes compostos de carbono tradicionais são diferentes dos que iremos utilizar neste tipo de sensor escolhido. As principais diferenças dos antigos compostos de carbono para os que se irão utilizar, são:

- Os compostos de carbono, sem a aplicação nenhuma pressão, apresentam sempre alguma condução, normalmente com uma resistência de alguns milhares de ohms, enquanto que os sensores QTC podem ser considerados isoladores apresentando uma resistência de 10^{12} ohms;
- Sob pressão, os compostos de carbono podem diminuir a sua resistência algumas centenas de ohms, enquanto que, com a tecnologia QTC a resistência pode descer abaixo de 1 ohm;
- A deformação necessária para produzir uma alteração significativa da resistência é muito menor na tecnologia QTC, o que a torna muito mais sensível.

Em termos práticos, estas diferenças comparativamente aos compostos de carbono significam que os sensores QTC podem ser usados como um interruptor *On/Off*, podem ser usados para detectar pequenas pressões e alterações da sua estrutura devido a tensões que

lhes são aplicadas e além disso podem ser atravessados por correntes de valor significativo e assim usadas no controlo directo de cargas.

As principais vantagens desta tecnologia são:

- Facilidade de integração em produtos já existentes e que beneficiem funcionalmente com a inclusão de sensores ou interruptores deste tipo;
- Os dispositivos QTC podem ser incorporados, revestir ou ser impregnados nas superfícies destes produtos;
- O composto QTC pode ser configurado ou moldado para qualquer tamanho, forma, espessura, permitindo o design de novas interfaces de produtos e proporcionando melhor ergonomia, estética e conforto do utilizador;
- A tecnologia QTC é simples para uso;
- É um material com um longo ciclo de vida, uma vez que não tem partes móveis que se desgastem;
- É um material forte mecanicamente;
- Pode ser fabricado com características que o tornem resistente a altas temperaturas;
- É versátil e seguro eléctrica e fisicamente. A sua gama de detecção e sensibilidade pode ser alterada mediante encomenda;
- Permite fazer medições de pressão sectoriais na superfície do sensor.

A escolha deste sensor para a aplicação no fato de natação deve-se à facilidade de inclusão deste no fato, à sua razoável adaptabilidade, à anatomia da mão humana (quando formatado para tal efeito), à sua resistência mecânica e à simplicidade no uso e manuseio que parece oferecer.

Após testes exaustivos irá ser possível adiantar mais dados sobre a sua eficácia eléctrica e precisão nas leituras de pressão em diferentes cenários.

3.4 - Sistema de monitorização fisiológica

BioHarness

Este dispositivo reúne uma série de sensores embutidos num só receptáculo que são capazes de fazer a extracção de uma grande variedade de parâmetros fisiológicos.

Este é capaz de monitorizar, analisar e gravar a frequência respiratória, ECG, batimentos cardíacos, temperatura da pele, postura corporal, aceleração, fluxo respiratório, etc.

O BioHarness^[32] pode transmitir em tempo real a informação através de RF (rádio frequência) para um computador ou após a conclusão de uma eventual medição destes parâmetros é possível passá-los para computador através de USB.



Figura 20 - Sistema de monitorização fisiológica BioHarness

3.5 - Aquisição de Sinais

NI 9215

No decorrer dos trabalhos desta dissertação, a aquisição dos sinais provenientes dos sensores a testar será feita recorrendo a um módulo próprio para esse efeito, denominado NI 9215. Este dispositivo, manufacturado pela National Instruments, será responsável pela aquisição e envio dos dados recolhidos para um computador que corre um programa desenvolvido na plataforma LabVIEW. Esse programa, tal como se irá ver, estará encarregue de fazer a análise, o processamento e exibição dos sinais.

O módulo NI 9215 está equipado com 4 entradas analógicas ou canais, sensíveis à variação de tensão. A gama das tensões de entrada admissíveis está compreendida entre $\pm 10V$ e a taxa máxima de amostragem é igual a 100KHz/canal, permitindo amostragens simultâneas. Apresenta uma resolução de 16 bits.

De seguida é exposta uma tabela onde constam as características deste módulo.

| Model | CompactRIO | NI CompactDAQ | Signal Type | Channels | Resolution (bits) | Max Sampling Rate (S/s) | Signal Input Ranges | Simultaneous Sampling | Antialiasing Filters | Isolation | Connector Options |
|---------|------------|---------------|------------------------|-------------|-------------------|-------------------------|--|-----------------------|----------------------|-----------|------------------------|
| NI 9201 | ✓ | ✓ | Voltage | 8 | 12 | 500 k | $\pm 10 V$ | — | — | ✓ | Screw Terminal, D-Sub |
| NI 9203 | ✓ | ✓ | Current | 8 | 16 | 200 k | $\pm 20 mA$, 0 to 20 mA | — | — | ✓ | Screw Terminal |
| NI 9205 | ✓ | ✓ | Voltage | 32 SE/16 DI | 16 | 250 k | ± 10 , ± 5 , ± 1 , $\pm 0.2 V$ | — | — | ✓ | Spring Terminal, D-Sub |
| NI 9206 | ✓ | ✓ | CAT I Isolated Voltage | 16 DI | 16 | 250 k | ± 10 , ± 5 , ± 1 , $\pm 0.2 V$ | — | — | ✓ | Spring Terminal |
| NI 9211 | ✓ | ✓ | Thermocouple | 4 | 24 | 15 | $\pm 80 mV$ | — | ✓ | ✓ | Screw Terminal |
| NI 9215 | ✓ | ✓ | Voltage | 4 | 16 | 100 k/ch | $\pm 10 V$ | ✓ | — | ✓ | Screw Terminal, BNC |
| NI 9217 | ✓ | ✓ | RTD | 4 | 24 | 400 | 0 to 400 Ω | — | ✓ | ✓ | Screw Terminal |
| NI 9221 | ✓ | ✓ | Voltage | 8 | 12 | 800 k | $\pm 60 V$ | — | — | ✓ | Screw Terminal, D-Sub |
| NI 9233 | ✓ | ✓ | IEPE | 4 | 24 | 50 k/ch | $\pm 5 V$ | ✓ | ✓ | — | BNC |
| NI 9237 | ✓ | ✓ | Bridge | 4 | 24 | 50 k/ch | $\pm 250 mV$ | ✓ | ✓ | ✓ | RJ45 |

Tabela 3 - Módulos de aquisição sinais NI com entradas analógicas

Como se pretende que a montagem e desmontagem dos circuitos de teste sejam rápidas e pouco complexas iremos usar o *chassis* NI USB-9162. Este é um suporte apenas de um módulo, que recebe o sinal através de uma porta DB 15 e o converte para uma porta USB. Isto facilita bastante o processo de configuração de portas, uma vez que basta conectar a ficha USB ao computador para que os *drivers* sejam automaticamente instalados. A partir desse momento, o sistema de aquisição de sinais passa a ser *plug and play*. É ainda importante referir que o *driver* utilizado por este *chassis* é o NI-DAQmx, que é uma versão melhorada do *driver* NI-DAQ. O primeiro permite facilmente a configuração de componentes, o uso de canais virtuais, a calibração e escalonamento de sensores e o uso de *software* de armazenamento de dados. Além disso, algumas funções foram melhoradas em relação à sua versão precedente, como por exemplo, a optimização de funcionamento em sistemas *multicore*, a sincronização entre canais, as capacidades de funcionamento com *triggers*, etc.



Figura 21 - Driver NI-DAQmx e as suas interfaces

Na imagem a seguinte é possível visualizar um esquema simples de um sistema de dados. À esquerda temos os sinais que pretendemos adquirir, no centro temos o hardware de aquisição que neste trabalho é composto pelos dispositivos NI USB-9162 e NI 9215 e finalmente à direita temos o computador que alberga o programa capaz de analisar e processar os sinais recolhidos, para de seguida apresentar a informação desejada.

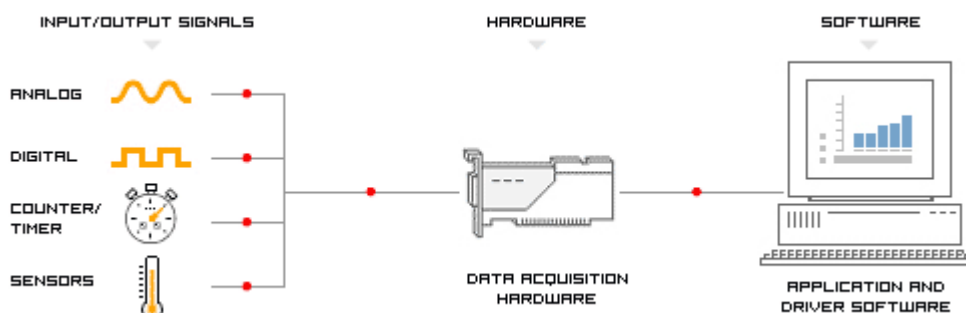


Figura 22 - Aquisição de dados baseada em PC

3.6 - LabVIEW

O software escolhido para realizar a análise e processamento de sinal foi o LabVIEW. O LabVIEW é uma linguagem de programação visual desenvolvida nos laboratórios da National Instruments e o seu nome deriva de *Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*. Entre as várias aplicações desta plataforma de desenvolvimento, esta direcciona-se mais para a aquisição de dados, a criação de painéis virtuais de instrumentação, o teste de automatismos, a análise e processamento de sinais e controlo industrial.

A linguagem de programação usada em LabVIEW é baseada em fluxo de dados. A sua execução é determinada pela estrutura gráfica do diagrama de blocos, onde cada programador conecta diferentes nós/funções através de fios. Esses fios propagam as variáveis que cada nó pode executar, assim que todas as suas entradas estejam disponíveis. Os resultados do processamento são colocados nas saídas. Assim, a ordem pela qual as tarefas são executadas é definida em função dos dados. É importante referir que esta linguagem permite a execução paralela de código desde que não haja interdependência dos respectivos dados.

Os programas desenvolvidos em LabVIEW são chamados “Instrumentos Virtuais” mais conhecidos como VIs, sigla que provém de “*Virtual Instruments*”. Ganham este nome, porque a sua aparência e funcionalidades imitam os instrumentos físicos, como por exemplo: osciloscópios, multímetros, etc. Cada VI tem três componentes associados: um painel frontal, um diagrama de blocos, e um painel de contactos. O painel frontal serve de interface com o utilizador e é constituído por controlos e indicadores. O diagrama de blocos, contém essencialmente nós e as ligações entre os nós. Os nós são objectos que têm entradas e/ou saídas e que executam determinadas operações quando o VI é colocado em execução. Os nós podem ser funções, subVIs ou estruturas. Finalmente, o painel de contactos é usado para configurar a representação dos contactos eléctricos das entradas e saídas de um subVI, no diagrama de blocos de outro VI.

As principais vantagens da utilização deste programa são:

- Velocidade de compilação de código e facilidade na criação de ficheiros EXEs e DLLs distribuíveis;
- Flexibilidade e escalabilidade na programação;
- Facilidade de aprendizagem, utilização, manutenção e actualização;
- Uso de uma única ferramenta para o design, prototipagem e desenvolvimento do programa;
- Redução do tempo de prototipagem, tempo de descoberta, tempo de implementação e tempo de lançamento;
- Desenvolvimento algoritmos robustos de forma rápida;
- Forte integração entre hardware e software;

- Possibilidade de funcionamento apoiado em suporte *multicore* e suporte para tecnologias de aceleração de hardware (DSPs, FPGAs e GPUs como co-processadores);
- Ambiente executável em múltiplas plataformas (Windows, Mac OS, Linux, RTOSs);
- Capacidade de resolução e execução de algoritmos complexos em tempo real;
- Ferramenta adequada ao meio académico e industrial, permitindo a ponte entre estes dois;
- Longevidade e fiabilidade da marca.

As principais desvantagens no uso desta linguagem de programação são:

- Pequenas mudanças no funcionamento do VI podem levar a profundas reestruturações no código;
- O LabVIEW é um produto desenvolvido pela empresa National Instruments e está preparado para funcionar recorrendo a hardware desenvolvido pela mesma ou então hardware que disponha de drivers compatíveis;
- O desenvolvimento de um programa em LabVIEW, exige um planeamento prévio exaustivo de forma a poupar recursos e a rentabilizar o uso do processador da máquina onde corre o programa.

Capítulo 4

Métodos de Desenvolvimento

A principal finalidade deste capítulo é a descrição detalhada do estudo prévio ao desenvolvimento em LabView. Posteriormente será mostrado o código desenvolvido em consequência.

4.1 - Diagrama de Fluxos

Para uma melhor percepção do funcionamento geral do programa a desenvolver, criou-se um diagrama de fluxos e um diagrama de blocos que pode ser consultado nos anexos 1 e 2, respectivamente.

4.2 - Algoritmos

Cálculo da temperatura

A temperatura de um atleta é um parâmetro de especial importância. Temperaturas corporais elevadas, significam que o atleta está a realizar um esforço significativo e que o seu próprio organismo já não está a ser capaz de manter uma temperatura que não ponha em causa a sua integridade física. Se durante um treino o treinador puder acompanhar os valores de temperatura corporal do seu atleta, este pode regular e tentar otimizar o treino para que melhore o desempenho do seu discípulo sem que ponha em risco a sua saúde. Em resposta a esta necessidade, iremos criar no nosso programa um subVI responsável pela aquisição de um sinal que posteriormente se converterá em temperatura, de forma a ser apresentado o seu valor na *interface*.

O subVI a criar, terá de ser capaz de fazer a aquisição do sinal proveniente do hardware responsável por transformar a temperatura do atleta num sinal eléctrico. Uma vez realizada

essa tarefa, o sinal terá de ser filtrado para que se elimine a maior parte do ruído adicionado ao sinal. Depois este sinal eléctrico irá ser convertido em temperatura instantânea dada em graus célsius, através de uma fórmula a determinar futuramente através de ensaios com o termómetro IV e restante hardware. Além de informar a temperatura instantânea, este segmento de código estará incumbido de mostrar na interface, o histórico da temperatura ao longo do tempo. Para a realização desta funcionalidade o programa irá guardar nos *shift registers* o valor dos últimos quatro valores eléctricos lidos, para posteriormente realizar uma média desses valores. De seguida, ele converte o resultado dessa operação num valor de temperatura através da fórmula anteriormente enunciada e apresenta os dados num gráfico de temperatura em função do tempo. O cálculo da média dos últimos quatro valores irá possibilitar a diminuição da ocorrência de variações muito bruscas e portanto desapropriadas no histórico de temperatura caso ocorram leituras defeituosas.

Entradas:

- Sinal do termómetro IV (à qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Valor do “shift register de leitura 1” (guarda um valor de tensão ao qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Valor do “shift register de leitura 2” (guarda um valor de tensão ao qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Valor do “shift register de leitura 3” (guarda um valor de tensão ao qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Valor do “shift register de leitura 4” (guarda um valor de tensão ao qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Controlo de entrada de erros.

Saídas:

- “Shift register de escrita 1” (valor de tensão ao qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Caixa de erro
- Histórico da temperatura
- Temperatura Instantânea
- Controlo de saída de erros
- Indicador visual de temperatura

Algoritmo:

1. Lê o controlo de entrada de erros
2. Caso se verifique a ocorrência de um erro, faz aparecer caixa de erro no monitor, escreve erro no controlo de saída de erros e volta ao passo 1.

3. Aguarda até que o temporizador de sincronização atinja um valor múltiplo do tempo especificado para *update* da aquisição de sinais.
4. Se o valor do temporizador não for múltiplo, volta para o passo 1.
5. Lê o valor “*shift register* de leitura 1” que contém o último valor da média de valores de tensão.
6. Lê o valor “*shift register* de leitura 2” que contém o penúltimo valor da média de valores de tensão.
7. Lê o valor do “*shift register* de leitura 3” que contém o antepenúltimo valor da média de valores de tensão.
8. Lê o valor do “*shift register* de leitura 4” que contém o ante antepenúltimo valor da média de valores de tensão.
9. Soma os quatro valores lidos anteriormente.
10. Divide o resultado da soma pelo valor 4.
11. Escreve o resultado da divisão no “*shift register* de escrita 1”.
12. Lê o sinal do termómetro IV.
13. Filtra o sinal.
14. Conjuga o sinal filtrado com o resultado da divisão.
15. O valor resultante do passo anterior é sujeito à conversão do valor físico tensão para o valor físico temperatura.
16. O valor resultante do passo anterior é sujeito a uma conversão do tipo de dados dinâmicos para dados do tipo gráfico.
17. O valor resultante do passo anterior é escrito no gráfico do “Histórico de Temperatura”.
18. Lê valor resultante do passo 11.
19. O valor resultante do passo anterior é sujeito à conversão do valor físico tensão para o valor físico temperatura.
20. Escreve o valor da temperatura instantânea e actualiza o indicador visual de temperatura.
21. Escreve no controlo de saída de erros a ocorrência de erro caso este se verifique durante a execução dos passos anteriores.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 5 e 6.

Cálculo do número de piscinas

O conhecimento do número de piscinas pode ser muito útil para localizar em que ponto do exercício o atleta se encontra. Embora o conceito de contagem de uma piscina pareça fácil, a sua implementação pode ser mais custosa, uma vez que a operação de incrementação de uma piscina depende de vários factores e condições mais ou menos complexas.

Como é facilmente perceptível e para começar a descrição deste segmento de código, a contagem só pode ser efectuada se se souber *a priori* qual o comprimento da piscina e a posição do atleta a cada instante. Assim, o nosso programa terá que contar com estes parâmetros de entrada.

De seguida, é importante perceber que o valor da posição instantânea do atleta é conseguido à custa de acelerómetros que este enverga e que a grandeza extraída directamente destes instrumentos é a aceleração. Isto leva a que seja necessária uma integração matemática para obter a velocidade instantânea e nova integração matemática para obter a posição do atleta. Estes processos matemáticos introduzem erros cumulativos ao longo do tempo, o que fará com que o valor da posição não seja exacto e que exista uma percentagem de erro. Este erro vai aumentando ao longo do tempo e por isso é preciso arranjar um método que tente minimizar o desconhecimento exacto da posição do atleta relativamente às paredes testa da piscina. Para a resolução deste problema foi necessária a criação de uma fórmula que majorasse e minorasse a posição do atleta quando este se encontrasse próximo das paredes testa. Na sua construção, foi tido ainda em conta que o erro é cumulativo com o tempo e que o tempo se traduz em distância quando se fala em natação.

Chegou-se à seguinte fórmula:

$$M = [(N + 1) \times C] \pm \Delta e$$
$$\Leftrightarrow$$
$$M = [(N + 1) \times C] \pm [c \times (N + 1)]$$

Legenda:

M - Majoração

Δe - Variação do erro

N - Número de piscinas

C - Comprimento da piscina

c - Constante de erro de integração
(ajustada em função da magnitude do erro proveniente das integrações)

Como é possível verificar, fez-se com que a amplitude do erro vá aumentando com o número de piscinas já percorridas pelo atleta.

Após estas explicações prévias, é hora de explicar como funcionará este subVI em termos gerais. A cada instante o código terá de ler a posição do atleta na piscina e verificar se este se encontra dentro ou fora das zonas de majoração. Caso este se encontre fora das zonas de majoração, ou seja longe das paredes testa, nada acontecerá. Caso este se encontre nas zonas de majoração e a sua velocidade seja igual a zero, é incrementada uma unidade ao valor actual do número de piscinas.

Entradas:

- Controlo de entrada de erros
- Distância percorrida
- Velocidade Instantânea
- Comprimento da piscina
- Valor do “shift register de leitura 5” (o qual guarda o número de piscinas actual)

Saídas:

- Número de piscinas
- “Shift register de escrita 2” (número de piscinas actual)
- Controlo de saída de erros
- Mensagem de aviso
- Caixa de erro

Algoritmo:

1. Lê o valor do comprimento da piscina
2. Se o valor do comprimento for igual a zero, emite-se uma mensagem de aviso e o contador não executa mantendo o valor do número de piscinas igual a zero.
3. Se o valor do comprimento for maior do que zero:
 - a. Lê o controlo de entrada de erros.
 - b. Caso se verifique a ocorrência de um erro, faz aparecer caixa de erro no monitor, escreve erro no controlo de saída de erros e volta ao passo 1.
 - c. Lê a velocidade instantânea.
 - d. Lê o “*Shift register* de leitura 5”.
 - e. Lê a distância percorrida.
 - f. Utiliza o valor “*Shift register* de leitura 5” anteriormente lido e utiliza-o como sendo o parâmetro de entrada “N” na fórmula de cálculo do número de piscinas.
 - g. Utiliza o valor do comprimento da piscina anteriormente lido e utiliza-o como sendo o parâmetro de entrada “C” na fórmula de cálculo do número de piscinas.
 - h. Processa as fórmulas de cálculo do número de piscinas
 - i. Se o valor da distância percorrida não estiver compreendido entre os valores calculados através da fórmula de cálculo do número de piscinas ou o valor da velocidade instantânea for diferente do valor zero, volta ao passo 3a.
 - j. Se o valor da distância percorrida estiver compreendido entre os valores calculados através da fórmula de cálculo do número de piscinas e o valor da velocidade instantânea for igual ao valor 0:

- I. Incrementa uma unidade ao valor lido do “Shift register de leitura 5”.
- II. Escreve o resultado da operação do passo anterior no “Shift register de escrita 2”.
- k. Escreve no controlo de saída de erros a ocorrência de erro caso este se verifique durante a execução dos passos anteriores.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 7 e 8.

P.S.- Como é fisicamente impossível existir um comprimento negativo, o controlo onde se insere este valor foi limitado a valores positivos e ao valor zero. Assim o programa não necessita de verificar se o comprimento da piscina é inferior a zero.

Cálculo da velocidade média

A velocidade média é um parâmetro de desempenho muito apreciado por quem faz da natação, profissão. Ele permite dar uma noção generalista de como decorreu o exercício e se o desempenho do atleta está acima ou abaixo do que seria espectável. Além disso, este parâmetro correlacionado com outros dados, permite deslindar as fraquezas e pontos fortes de determinado atleta.

A implementação deste cálculo não é deveras muito complexa. Para se obter o valor da velocidade média basta utilizar como entradas, o tempo decorrido, a distância percorrida e aplicar directamente a fórmula que nos dá a velocidade média em função do tempo e distância:

$$V_{média} = \frac{\Delta d}{\Delta t}$$

Legenda:

$V_{média}$ - Velocidade média

Δd - Variação deslocamento

Δt - Variação do tempo

Entradas:

- Tempo decorrido
- Distância percorrida

Saídas:

- Velocidade média

Algoritmo:

1. Lê a distância percorrida.
2. Lê o tempo decorrido.
3. Executa a operação de divisão entre o valor da distância percorrida e o valor do tempo decorrido.
4. Escreve o valor da velocidade média.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 3 e 4.

Iniciação do Cronómetro

O cronómetro é um instrumento de precisão para medir o tempo de determinado acontecimento. Numa abordagem menos técnica, é o cronómetro que “decide” qual o atleta que ganhou determinada competição e que ajuda a perceber a diferença de desempenho entre atletas. Este é um elemento essencial em qualquer competição federada em que o tempo decide o vencedor. Nesta perspectiva, pretende-se que o cronómetro a desenvolver seja preciso e que funcione de forma adequada, de maneira a preservar a verdade desportiva. Outra funcionalidade que se pretende acrescentar é a possibilidade de auto iniciação do cronómetro, de maneira a criar um sistema totalmente autónomo, ou seja, sem necessidade de uma pessoa a manusear o software desenvolvido.

Tendo em conta o que atrás foi mencionado, o cronómetro a projectar deve iniciar imediatamente após o botão “Play” ter sido pressionado, sem esperar que este seja solto, ou então, quando detecta uma aceleração superior àquela que o utilizador decide *a priori*. Quando uma destas condições se verifica, o cronómetro realiza a operação de *reset*, inicia a contagem do tempo e juntamente inicia aquisição de sinais e todos os cálculos e lógica subjacentes.

Entradas:

- Botão “Play”
- Aceleração Instantânea
- Número de iterações i

Saídas:

- Tempo decorrido

Algoritmo:

1. Verifica se o botão “Play” foi pressionado.
2. Lê o valor da aceleração instantânea.
3. Se o botão “Play” não foi pressionado e a aceleração não excede determinado valor, volta ao passo 1.
4. Se o botão “Play” foi pressionado ou a aceleração excede determinado valor:
 - a. Inicia a execução de um ciclo While.
 - b. Lê o valor do número de iterações i
 - c. Incrementa uma unidade ao valor do número de iterações i .
 - d. Verifica se o valor da operação anterior é igual a um.
 - e. Se for igual a um:
 - I. Faz *reset* do cronómetro.

- II. Inicia o cronómetro.
- III. Escreve o valor do tempo decorrido.
- f. Se for diferente de um, não realiza acções.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 3 e 4.

Paragem do Cronómetro

A paragem do cronómetro seria um processo simples se existisse uma pessoa ou dispositivo que informasse que o atleta tinha concluído a sua prestação. Tal aproximação é possível e em especial a segunda muito eficaz, no entanto e como já foi mencionado quando se aludiu à iniciação do cronómetro, pretende-se a construção de um sistema autónomo e inteligente, um sistema que verifique por si próprio, apoiado nos dados que está a processar, se o atleta terminou o exercício.

Na abordagem ao problema da paragem do cronómetro, decidiu-se que o cronómetro poderia ser parado imediatamente após o botão “*Stop*” ter sido pressionado sem esperar que este seja solto ou quando o atleta já tivesse percorrido a distância a que se propôs inicialmente. Esta segunda forma de parar o cronómetro causa alguns problemas, pois é necessário que o atleta ou treinador preencham um campo com o valor da distância a cumprir. Só assim o programa será capaz de verificar se a distância percorrida até determinado momento é igual à distância final. Outro grande problema que advém da interrupção do tempo de forma automática, prende-se com a contagem das piscinas uma vez que o contador só era incrementado se a velocidade do atleta fosse igual a zero e isso nem sempre se verifica quando o atleta termina a sua prestação. O que se passa na realidade é que o atleta quando termina a sua prova, ainda se move com uma determinada velocidade, o que faz com que não seja incrementado o contador de piscinas antes de parar todo o processamento do programa, deixando o valor do contador diminuído de uma unidade. Tentar-se-á resolver este problema recorrendo a lógica adicional.

Entradas:

- Botão “Stop”
- Distância a percorrer
- Distância percorrida
- Velocidade Instantânea
- Comprimento da Piscina

Saídas:

- Mensagem de aviso
- Interrupção do ciclo while principal
- Número de piscinas

Algoritmo:

1. Lê a distância percorrida
2. Lê a velocidade instantânea
3. Lê o comprimento da piscina
4. Lê a distância a percorrer
5. Se a distância a percorrer for igual a zero, emite-se uma mensagem de aviso e a paragem automática do cronómetro fica desactivada.
6. Se a distância a percorrer for maior do que zero:
 - a. Verifica se a distância percorrida é igual à distância a percorrer.
 - b. Verifica se o valor da velocidade instantânea é maior do que zero
 - c. Verifica se a divisão do valor da distância a percorrer pelo valor do comprimento da piscina dá resto zero.
 - d. Se a distancia percorrida é igual à distância a percorrer, interrompe-se o ciclo *while* principal parando o cronómetro.
 - e. Se a distancia percorrida é igual à distância a percorrer e o valor da velocidade instantânea é maior do que zero e a divisão do valor da distância a percorrer pelo valor do comprimento da piscina dá resto zero.
 - f. Incrementa uma unidade ao valor actual do número de piscinas
7. Se a qualquer momento se premir o botão “Stop”, interrompe-se o ciclo *while* principal parando o cronómetro.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 3 e 4.

P.S.- Como é fisicamente impossível existir uma distância negativa, o controlo onde se insere este valor foi limitado a valores positivos e zero, assim o programa não necessita de verificar se a distancia a percorrer é inferior a zero.

Deteccção de Amónia

O músculo tem uma grande capacidade de produção de amónia durante a execução de exercício físico. O aumento da amónia é um indicador de fadiga muscular, sendo correlacionado a concentração de lactato no sangue. A diminuição na produção de amónia por parte de atletas, assim como a de lactato, tem sido considerada um factor de avaliação, relacionada com a melhoria do condicionamento físico. A diminuição da amoniogenese é assim uma das preocupações a ser estabelecida por profissionais que orientam atletas. Não obstante, até um atleta atingir os valores esperados de amónia para determinado exercício, é preciso controlar se no desenrolar dos mesmos este valor não ultrapassa determinada amplitude decidida pelo treinador.

Dado este objectivo, pretende-se a criação de um subVI que verifique se a presença de amónia no suor é superior à indicada pelo treinador ou outra pessoa. Se esse valor for superior, então acende-se um LED vermelho na *interface*, indicando que o atleta está numa situação de esforço físico. Este código terá de ser capaz de fazer a aquisição do sinal proveniente do hardware responsável por transformar os níveis de amónia do suor do atleta num sinal eléctrico. Uma vez realizada essa tarefa, o sinal terá de ser filtrado para que se elimine a maior parte do ruído adicionado ao sinal. Depois, este sinal eléctrico irá ser convertido no nível de amónia (ppm) presente no suor, através de uma fórmula a determinar futuramente através de ensaios com o sensor de amónia e restante hardware. O passo seguinte é comparar o nível da amónia no suor do atleta com o valor introduzido como sendo o valor máximo de amónia permissível. Se o primeiro for maior do que o segundo, acende-se um LED indicador na interface.

Entradas:

- Sinal do sensor de amónia (à qual corresponde um valor físico de temperatura)
- Valor máximo de amónia

Saídas:

- Sinal lógico “*True/False*”

Algoritmo:

1. Lê o controlo de entrada de erros
2. Caso se verifique a ocorrência de um erro, faz aparecer caixa de erro no monitor, escreve erro no controlo de saída de erros e volta ao passo 1.
3. Aguarda até que o temporizador de sincronização atinja um valor múltiplo do tempo especificado para *update* da aquisição de sinais.
4. Se o valor do temporizador não for múltiplo, volta para o passo 1.
5. Lê o sinal do sensor de amónia.
6. Filtra o sinal.
7. O valor resultante do passo anterior é sujeito à conversão do valor físico tensão para o valor físico amónia (ppm).
8. O comparador de sinais verifica se o valor do sinal proveniente do passo anterior é maior ou em parte maior do que a constante valor máximo de amónia.
9. Se o valor do sinal é menor do que a constante valor máximo de amónia, volta ao passo 1.
10. Se o valor do sinal é maior ou em parte maior do que a constante valor máximo de amónia:
 - a. Um sinal *true* faz acender um LED.

A implementação deste algoritmo pode ser consultada no anexo 9 e 10.

4.3 - Interface

Na fase de *design* da interface ou painel frontal é recomendável já se conhecerem as entradas e saídas do programa. Esta identificação guia-nos de forma directa e fácil ao desenho da interface. De facto, este processo já foi previamente realizado, pelo que de seguida foi necessário criar no painel, as entradas através de controlos manuais ou do dispositivo de aquisição de dados. As saídas são mostradas através de indicadores, gráficos, LED's e ficheiros de saída.

Aquando da escolha dos controlos e indicadores, teve-se o cuidado de apurar aqueles que eram apropriados para a tarefa que iam desempenhar. Todos dispõem de uma etiqueta que permite ao utilizador identificar o seu propósito e dispõem também de uma indicação da unidade no SI (Sistema Internacional de Unidades) caso se esteja a lidar com grandezas físicas.

Em alguns controladores e indicadores, definiram-se valores por defeito de iniciação e em alguns controladores os valores a introduzir foram limitados a valores positivos e zero, de forma a respeitar a validade física dos mesmos.

Tentou-se fazer uso de cores para melhorar a aparência e funcionalidade da interface. No entanto tentou-se não as utilizar em demasia, para não correr o risco da interface parecer muito sobrecarregada e distractiva.

Os espaços brancos e o alinhamento são provavelmente as técnicas mais importantes de agrupamento e separação dos conteúdos. Quantos mais itens estiverem dispostos em linha, mais limpa e mais coesa parecerá a organização. Teve-se também este princípio para o desenho da interface. Além disso, tentou-se não dispor os objectos demasiadamente juntos, de maneira a facilitar a leitura e a não haver probabilidade de se premir num botão errado. Tentou-se prever a forma como os utilizadores iriam interagir com a interface para depois dispor de uma forma assertiva os controlos e indicadores. Os textos presentes na interface foram dispostos de forma ordenada, para serem facilmente perceptíveis. Usou-se uma fonte simples para leitura e não se abusou no número de estilos de texto para o painel não parecer desorganizado e sobrecarregado. Realçou-se em tamanho, os controlos e indicadores de maior importância para facilitar o controlo e a leitura dos dados.

Por fim, deu-se realce ao painel de interface, através de imagens e efeitos visuais para a tornar mais apelativa, ajudar na manutenção da concentração e promover a rapidez de localização visual por parte da pessoa encarregue da monitorização.

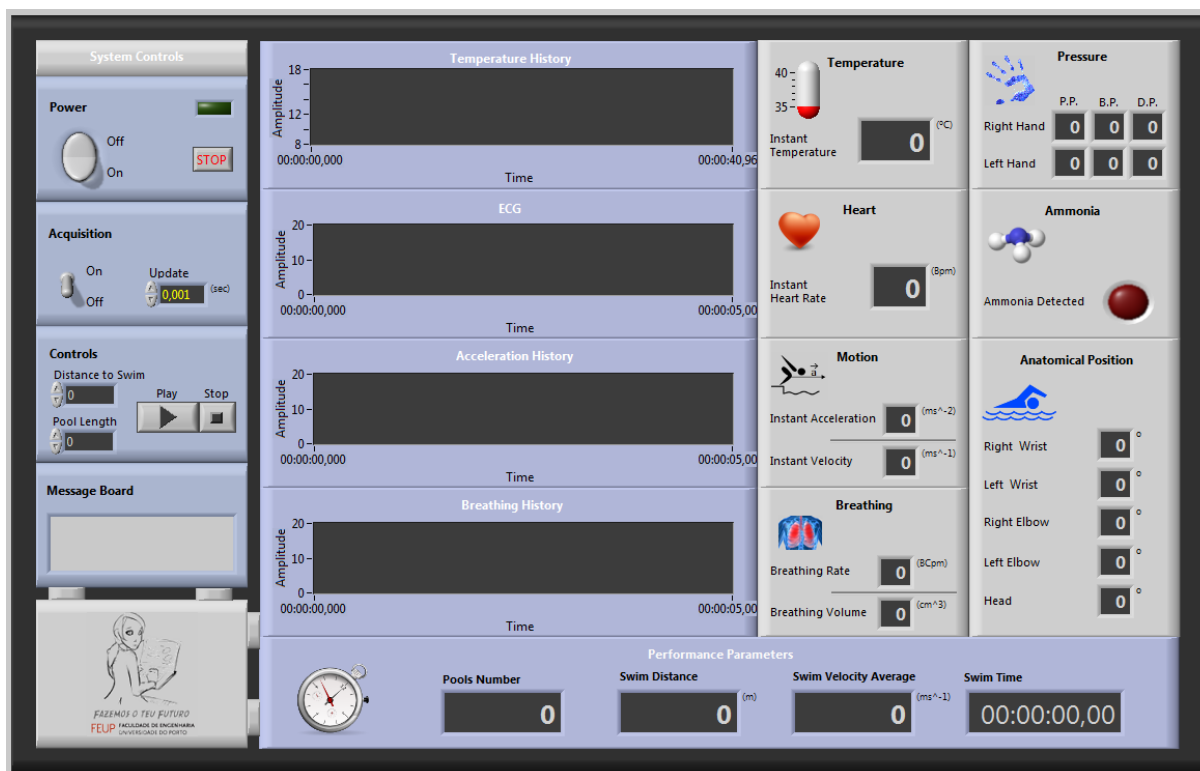


Figura 23 - Interface do programa desenvolvido em LabView

4.4 - Testes

Teste e Verificação

O teste de software e verificação são dois processos que perfazem uma parte importante do método de desenvolvimento de software. À medida que o programa estava a ser construído foi-se testando o código desenvolvido e quando ocorriam erros, corrigiam-se imediatamente. No entanto, é também muito importante proceder a um teste final ao sistema. Com este objectivo, executou-se o sistema sob ponto de vista do seu funcionamento final, testando todas as funcionalidades em busca de incoerências com os objectivos originais. Com esta finalidade, utilizaram-se o fluxograma do programa (anexo 1) e os diversos algoritmos usados na sua construção, de forma a prevenir que todos os eventos eram cumpridos.

Além disto, utilizou-se o programa de uma forma não sistemática, como se se tratasse de um utilizador normal em busca de discrepâncias que não tivessem sido detectadas no teste anterior.

Verificou-se que o programa respondeu de acordo com as expectativas. Os pequenos erros encontrados foram imediatamente corrigidos.

Além dos testes anteriores, decidiu-se também proceder a um teste de aceitação. Estes testes são realizados por um grupo de pessoas externas ao desenvolvimento do projecto, que

simulam operações de rotina do sistema, de modo a verificar se o seu comportamento está de acordo com o solicitado.

Como teste de desempenho e usabilidade do programa desenvolvido decidiu-se, numa fase inicial, submeter o mesmo à aceitação de colegas que frequentam a Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Para isso, pediu-se a 32 alunos que estudavam nas movimentadas salas de estudo, que utilizassem livremente o programa e que no final, de forma confidencial, atribuissem um nível de satisfação relativamente à navegabilidade, desempenho e aspecto gráfico. Após esta fase de teste foram reunidos os resultados e chegou-se à seguinte conclusão: 75% das pessoas consideraram o sistema bom ou muito bom de navegar, 59,4% das pessoas consideraram que o programa tinha bom ou muito bom desempenho e 93,8% consideram o programa bom ou muito bom graficamente. Estes resultados estão sintetizados na forma de gráfico nas figuras seguintes.

Navegabilidade - Índice de Satisfação

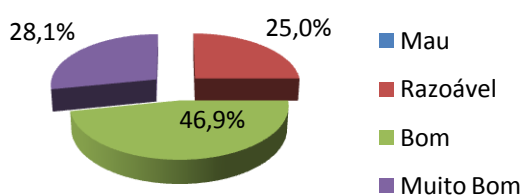


Gráfico 1 - Índice de satisfação - Navegabilidade

Desempenho - Índice de Satisfação

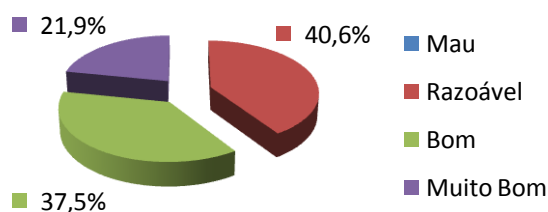


Gráfico 2 - Índice de satisfação - Desempenho

Aspecto Gráfico - Índice de Satisfação

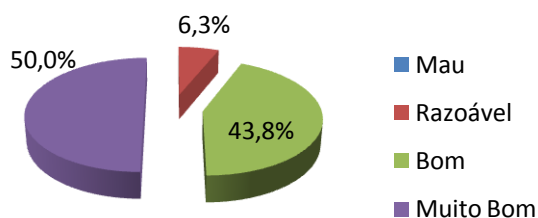


Gráfico 3 - Índice de satisfação - Aspecto Gráfico

Conclusões

Fazendo uma avaliação geral deste capítulo, chega-se à conclusão que o prévio delineamento do diagrama de fluxos revelou-se bastante útil para a percepção do funcionamento geral do programa o que facilitou quer a sua implementação quer o desenho da sua interface.

A construção de algoritmos também se revelou muito pertinente no que toca a celeridade e assertividade com que se desenvolveram dos respectivos códigos. Alguns dos primeiros esboços continham algumas imperfeições lógicas ou incompletude, mas quando eram detectadas estas lacunas prontamente se procedia à sua correcção.

A escolha do LabView para o desenvolvimento do programa revelou-se adequada.

Os resultados dos testes de software e verificação, de uma forma geral, foram de encontro com as expectativas, sendo possível identificar pequenos erros e proceder à sua correcção. Os testes de desempenho e usabilidade revelaram-se bastante positivos, embora no futuro se possa alargar o universo de testadores e submeter o programa à avaliação de indivíduos que abordam a natação de uma forma profissional.

Capítulo 5

Ensaio Experimentais

Nesta fase começaremos a submeter os sensores escolhidos a testes rigorosos. Estes testes permitirão esclarecer a *performance* dos mesmos e com isso levá-los à inclusão futura ou a invalidar o uso destes sensores no fato de natação a desenvolver.

5.1 - Sensor de Temperatura

5.1.1 - Experiência nº. 1 - Calibração

Objectivos

O objectivo principal desta experiência é a colocação em funcionamento do sensor de temperatura IV ZTP-135SR e a sua calibração. Pretende-se que a montagem realizada seja eficiente e por conseguinte que seja capaz de realizar medições de temperatura precisas, especialmente em torno dos 37 °C. Tendo em conta que esta montagem se destina a medir temperaturas timpânicas, deve-se ainda ter em consideração os factores de segurança que advêm do manuseamento e uso desta instrumentação por seres humanos.

Execução

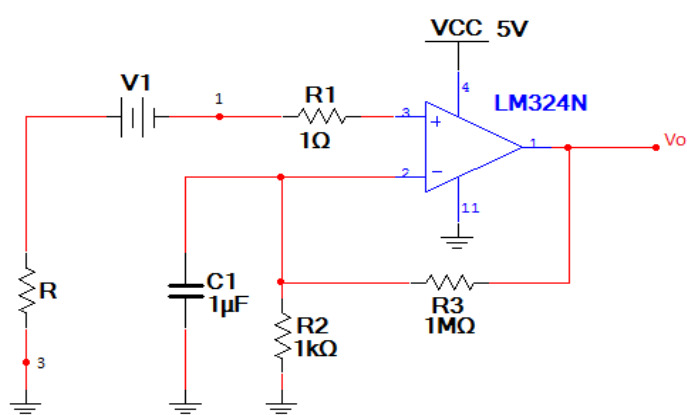
A primeira parte deste trabalho consiste no projecto e montagem de um circuito eléctrico simples, capaz de amplificar os sinais de tensão nas saídas do ZTP-135SR. Este sensor é constituído por duas saídas, uma de tensão variável com a temperatura no caso da termopilha e outra de resistência variável, o termistor. A termopilha é responsável pela medição de temperaturas à distância, usando para isso a célula IV localizada no seu interior. Esta

comporta-se como uma fonte de tensão variável em série com uma resistência. O termistor, por sua vez, mede a temperatura ambiente, fazendo-o através do encapsulamento metálico TO-46. O seu comportamento é simples e rege-se por uma resistência variável com a temperatura.

Relativamente à amplificação do sinal nas saídas, decidiu-se utilizar o amplificador operacional LM324 devido à sua fiabilidade, baixo custo e ampla gama de tensões de alimentação.

De seguida mostram-se as montagens adoptadas:

Amplificação do sinal da termopilha:

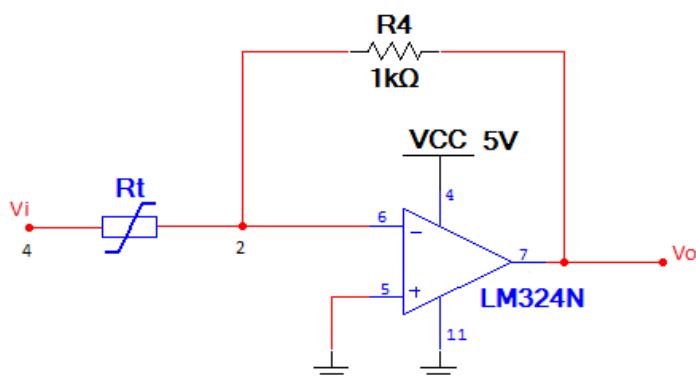


Cálculo da tensão de saída:

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) V_i$$

Figura 24 - Circuito eléctrico do amplificador de sinal da termopilha

Amplificação do sinal do termistor:



Cálculo da tensão de saída:

$$V_0 = \left(-\frac{R_4}{R_t}\right) V_i$$

Figura 25 - Circuito eléctrico do amplificador de sinal do termistor

No próximo passo proceder-se-á à montagem física do circuito eléctrico, para isso iremos utilizar:

- 1 *breadboard*
- 1 LM324 c/ quatro AmpOp's
- 3 Resistências
- 1 ZTP-135SR
- 1 Condensador
- Fios eléctricos de ligação

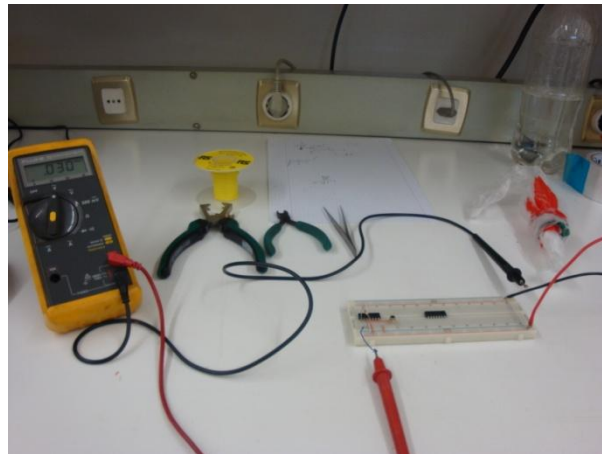


Figura 26 - Montagem do circuito eléctrico do termómetro

Uma vez montados os circuitos eléctricos e verificado que estes se comportavam como o esperado, é chegada a altura da calibração do sensor ZTP-135SR. A termopilha deste sensor apresenta como saída um sinal de tensão, assim sendo e como este sinal já está amplificado, cabe-nos descobrir os valores de tensão correspondentes a diferentes temperaturas. Pretendia-se que o método de calibração tivesse uma arquitectura e funcionamento simples. Na busca deste objectivo, para a calibração da termopilha, decidiu-se aquecer gradualmente uma tina de alumínio com água no seu interior. A escolha de um material metálico para retenção da água deve-se à sua capacidade de distribuir uniformemente a temperatura pela sua estrutura, garantindo que a temperatura será sempre igual independentemente do local onde se meça.

Durante o processo de aquecimento, apontou-se à tina metálica, o sensor ZTP-135SR e o sensor de temperatura IV já calibrado Fluke 561, exactamente à distância de 2cm. À medida que a tina aquecia, ia-se anotando o valor de temperatura indicado pelo termómetro calibrado e o correspondente valor de tensão da termopilha, já amplificado.

Realizou-se o mesmo processo durante o arrefecimento da tina.

Foram registadas as seguintes amostras:

| Temperatura IR (°C) | Tensão (V) | Temperatura IR (°C) | Tensão (V) | Temperatura IR (°C) | Tensão (V) | Temperatura IR (°C) | Tensão (V) |
|---------------------|------------|---------------------|------------|---------------------|------------|---------------------|------------|
| 0 | 0,01 | 28,6 | 1,27 | 32,1 | 1,596 | 37,3 | 2,164 |
| 0 | 0,01 | 28,6 | 1,27 | 32,1 | 1,596 | 37,3 | 1,966 |
| 1 | 0,01 | 29,1 | 1,277 | 32,4 | 1,572 | 37,3 | 2,065 |
| 1 | 0,01 | 29,1 | 1,277 | 32,4 | 1,645 | 37,4 | 2,154 |
| 1,5 | 0,01 | 29,2 | 1,287 | 32,4 | 1,368 | 37,4 | 2,154 |
| 1,5 | 0,01 | 29,2 | 1,287 | 32,4 | 1,685 | 37,9 | 2,195 |
| 2 | 0,01 | 29,4 | 1,348 | 32,4 | 1,59 | 37,9 | 2,195 |
| 2 | 0,01 | 29,4 | 1,481 | 32,6 | 1,755 | 38,1 | 2,161 |
| 9,8 | 0,094 | 29,4 | 1,415 | 32,6 | 1,629 | 38,1 | 2,161 |
| 9,8 | 0,094 | 29,6 | 1,366 | 32,6 | 1,598 | 38,2 | 2,19 |
| 10,2 | 0,113 | 29,6 | 1,366 | 32,6 | 1,661 | 38,2 | 2,19 |
| 10,2 | 0,113 | 29,7 | 1,422 | 32,9 | 1,753 | 38,7 | 2,18 |
| 10,4 | 0,13 | 29,7 | 1,46 | 32,9 | 1,775 | 38,7 | 2,18 |
| 10,4 | 0,13 | 29,7 | 1,383 | 32,9 | 1,751 | 39,7 | 2,223 |
| 10,9 | 0,098 | 29,9 | 1,335 | 33 | 1,747 | 39,7 | 2,223 |
| 10,9 | 0,098 | 29,9 | 1,335 | 33 | 1,747 | 40,2 | 2,418 |
| 11 | 0,101 | 30,1 | 1,434 | 33,2 | 1,751 | 40,2 | 2,418 |
| 11 | 0,101 | 30,1 | 1,514 | 33,2 | 1,751 | 41,7 | 2,056 |
| 11,5 | 0,144 | 30,1 | 1,353 | 33,5 | 1,521 | 41,7 | 2,056 |
| 11,5 | 0,144 | 30,2 | 1,514 | 33,5 | 1,927 | 42,2 | 2,602 |
| 11,6 | 0,103 | 30,2 | 1,532 | 33,5 | 1,724 | 42,2 | 2,602 |
| 11,6 | 0,103 | 30,2 | 1,549 | 33,6 | 1,744 | 42,9 | 2,426 |
| 12 | 0,12 | 30,3 | 1,429 | 33,6 | 1,744 | 42,9 | 2,426 |
| 12 | 0,12 | 30,3 | 1,446 | 34,4 | 1,818 | 44 | 2,87 |
| 12,7 | 0,275 | 30,3 | 1,411 | 34,4 | 1,755 | 44 | 2,87 |
| 14,1 | 0,143 | 30,5 | 1,577 | 34,4 | 1,787 | 50,8 | 3,105 |
| 14,1 | 0,143 | 30,5 | 1,577 | 34,5 | 1,891 | 50,8 | 2,829 |
| 15,7 | 0,317 | 30,6 | 1,626 | 34,5 | 1,891 | 50,8 | 3,38 |
| 15,7 | 0,317 | 30,6 | 1,626 | 34,7 | 1,895 | 55,8 | 3,96 |
| 15,8 | 0,432 | 30,7 | 1,57 | 34,7 | 1,842 | 55,8 | 3,96 |
| 15,8 | 0,432 | 30,7 | 1,579 | 34,7 | 1,756 | 56,2 | 3,242 |
| 18 | 0,581 | 30,7 | 1,522 | 34,7 | 1,831 | 56,2 | 3,242 |
| 18 | 0,56 | 30,7 | 1,522 | 34,9 | 1,944 | 58,6 | 3,561 |
| 18 | 0,571 | 30,9 | 1,658 | 34,9 | 1,944 | 58,6 | 3,561 |
| 18,2 | 0,585 | 30,9 | 1,658 | 35 | 1,893 | 62,5 | 4,64 |
| 18,2 | 0,585 | 31 | 1,463 | 35 | 1,893 | 62,5 | 4,64 |
| 18,6 | 0,587 | 31 | 1,463 | 35,8 | 2,141 | 63,5 | 4,375 |
| 18,6 | 0,587 | 31,2 | 1,486 | 35,8 | 2,27 | 63,5 | 4,375 |
| 19 | 0,647 | 31,2 | 1,486 | 35,8 | 2,012 | 64,4 | 4,442 |
| 19 | 0,647 | 31,3 | 1,631 | 36 | 1,901 | 64,4 | 4,442 |
| 19,7 | 0,705 | 31,3 | 1,631 | 36 | 1,901 | 68,6 | 4,8 |
| 19,7 | 0,705 | 31,6 | 1,712 | 36,5 | 2 | 68,6 | 4,8 |
| 21 | 0,61 | 31,6 | 1,712 | 36,5 | 2,068 | 74,9 | 5,164 |
| 21 | 0,61 | 31,7 | 1,535 | 36,5 | 1,923 | 74,9 | 5,164 |
| 21,7 | 0,809 | 31,7 | 1,491 | 36,8 | 1,973 | 75,4 | 5,15 |
| 21,7 | 0,809 | 31,7 | 1,513 | 37 | 2,102 | 75,4 | 5,15 |
| 25,8 | 0,966 | 31,9 | 1,678 | 37,2 | 2,057 | 85,1 | 5,173 |
| 25,8 | 0,966 | 31,9 | 1,678 | 37,2 | 2,057 | 85,1 | 5,173 |

Tabela 4 - Amostras de temperatura recolhidas com o termómetro Fluke 561 e correspondente valor de tensão recolhido à saída do amplificador da termopilha

Uma vez que foi tirado um número discreto de amostras e que a temperatura é uma grandeza contínua ao longo do tempo, é necessário aproximar os pontos adquiridos por uma recta ou curva. Isto ajuda, embora que com um erro mínimo, a encontrar uma equação que torne o número limitado de pontos numa função de temperatura contínua no tempo.

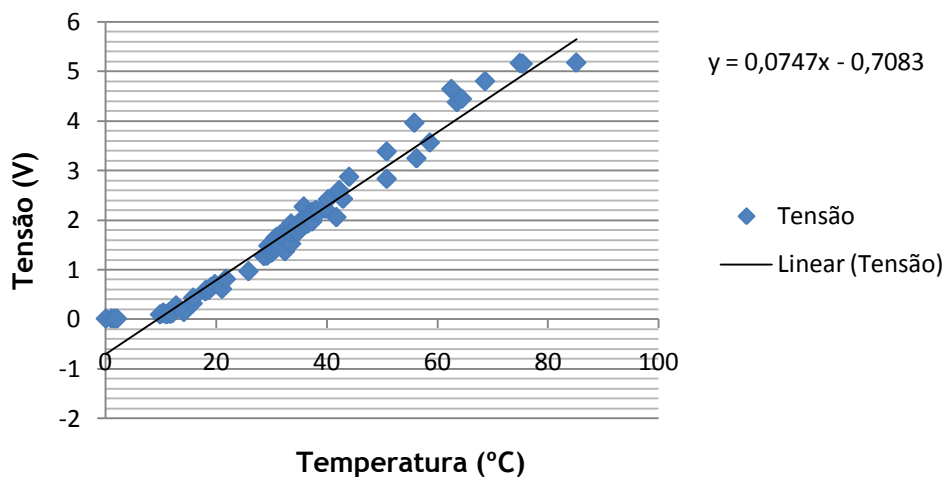


Gráfico 4 - Nuvem de pontos e recta de regressão - termopilha

A função atrás encontrada pode ser utilizada no programa criado para medir temperaturas. Esta pode ser aplicada no módulo que converte sinais de tensão em temperatura.

O termistor deste sensor apresenta como saída uma resistência variável. Assim sendo e como este sinal foi convertido num sinal de tensão depois de amplificado, cabe-nos descobrir os valores de tensão correspondentes a diferentes temperaturas, tal como aconteceu no caso da termopilha. Para a execução desta tarefa colocou-se o sensor ZTP-135SR e o termopar do sensor de temperatura Fluke 561 dentro de uma caixa de cartão e foi-se aumentando progressivamente a temperatura dentro da mesma. À medida que a temperatura aumentava, ia-se anotando o valor de temperatura ambiente indicado pelo termómetro Fluke e o correspondente valor de tensão na saída do amplificador.

Realizou-se o mesmo processo durante o arrefecimento do ar dentro da caixa. Foram registadas as seguintes amostras:

| Temperatura Amb. (°C) | Tensão (V) | Temperatura Amb. (°C) | Tensão (V) | Temperatura Amb. (°C) | Tensão (V) | Temperatura Amb. (°C) | Tensão (V) |
|-----------------------|------------|-----------------------|------------|-----------------------|------------|-----------------------|------------|
| 20 | 0,09 | 26 | 0,101 | 33 | 0,107 | 40 | 0,115 |
| 21 | 0,092 | 27 | 0,102 | 34 | 0,108 | 41 | 0,116 |
| 21 | 0,096 | 28 | 0,103 | 35 | 0,109 | 42 | 0,117 |
| 22 | 0,098 | 29 | 0,104 | 36 | 0,11 | 43 | 0,117 |
| 23 | 0,099 | 30 | 0,104 | 37 | 0,111 | 44 | 0,118 |
| 24 | 0,1 | 31 | 0,105 | 38 | 0,112 | 45 | 0,119 |
| 25 | 0,1 | 32 | 0,106 | 39 | 0,113 | - | - |

Tabela 5 - Amostras de temperatura recolhidas com o termómetro Fluke 561 e correspondente valor de tensão recolhido à saída do amplificador do termistor

Tal como no caso da termopilha, podemos aproximar os pontos adquiridos por uma recta, tendo em vista a mesma finalidade.

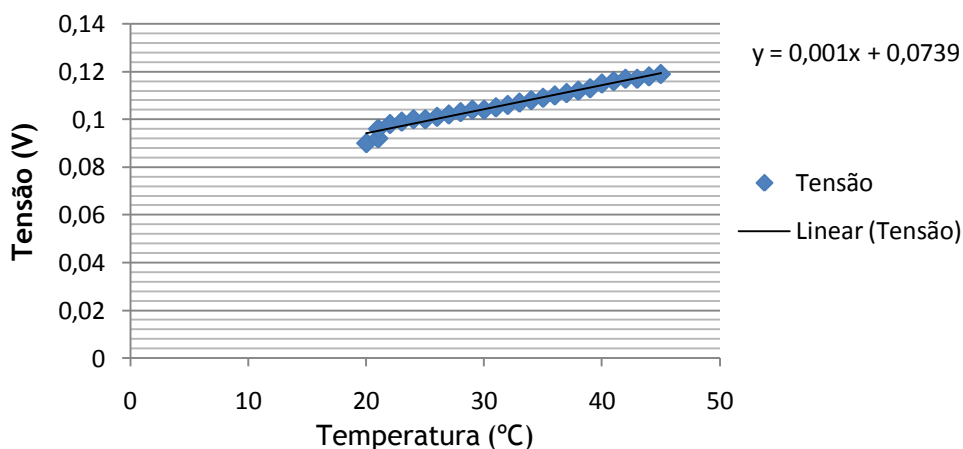


Gráfico 5 - Nuvem de pontos e recta de regressão - termistor

Teste de validade

Após estar concluído o programa em LabView que tem como função a determinação da temperatura do atleta e depois de lhe acrescentarmos a função encontrada para o cálculo da mesma, decidiu-se validar o funcionamento do sensor. Para a realização desta prova de verificação decidiu-se medir a temperatura de uma superfície com temperatura variável com o sensor ZTP-135SR e com o Fluke 561. O principal objectivo deste processo é a aquisição de temperaturas do mesmo material por parte dos dois dispositivos, para posterior comparação e determinação do erro do ZTP-135SR em relação ao aparelho Fluke. Teve-se o cuidado de medir as temperaturas à mesma distância e sensivelmente no mesmo ponto da superfície.

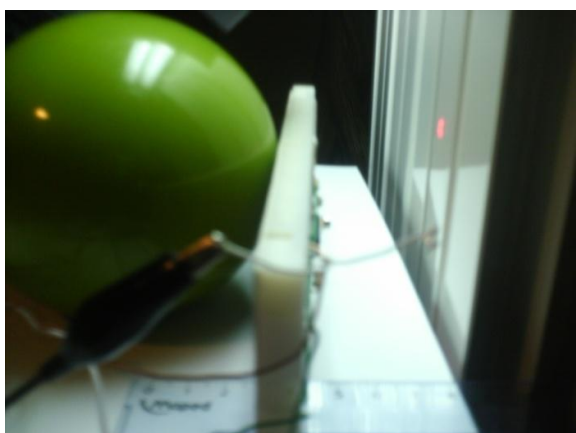


Figura 27 - ZTP-135SR medindo a temperatura de uma superfície com temperatura variável



Figura 28 - ZTP-135SR e Fluke 561 medindo a temperatura de uma superfície com temperatura variável

| Fluke 561 | ZTP-135SR | Fluke 561 | ZTP-135SR | Fluke 561 | ZTP-135SR | Fluke 561 | ZTP-135SR |
|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 45,7 | 45,7 | 38,5 | 38,1 | 31,2 | 30,4 | 41,2 | 41 |
| 46,5 | 46,7 | 35,1 | 34,9 | 28,4 | 25,3 | 40,3 | 40,9 |
| 45,5 | 42,7 | 33,9 | 33,5 | 53,3 | 54,2 | 39,2 | 39,2 |
| 43,4 | 43,5 | 35 | 35 | 57,1 | 59,3 | 35,3 | 35,4 |
| 42,2 | 42,3 | 30,7 | 31 | 54,9 | 55,2 | 36,3 | 36,2 |
| 38,8 | 38,8 | 31,8 | 30,2 | 50,1 | 49,8 | - | - |
| 40,2 | 39,2 | 31,8 | 29,9 | 48,8 | 48,8 | - | - |
| 36,9 | 36,3 | 29,8 | 30 | 43 | 42,8 | - | - |

Tabela 6 - Comparação da temperatura adquirida com o Fluke 561 com o valor calculado em LabView

Cálculo do erro

Com o intuito de avaliar o erro de medição para cada amostra de temperatura, realizou-se o seguinte cálculo:

$$\Delta x = x - x_v$$

Legenda:
 x - Valor medido (ZTP-135SR)
 x_v - Valor verdadeiro (Fluke 561)

Daqui, foi possível apurar qual o valor absoluto do erro para cada amostra.

$$\delta x = |\Delta x| = |x - x_v|$$

De seguida apurou-se o erro relativo:

$$\varepsilon_x = \frac{\Delta x}{x_v}$$

Chegou-se à conclusão que o erro absoluto máximo (δx_{max}) é de 3,1°C. Este valor corresponde à temperatura de 28,4°C para o termómetro Fluke 561 e 25,3°C utilizando o sensor ZTP-135SR. O erro relativo máximo (εx_{max}) é de 0,1092 ou 10,92%. O erro relativo médio ($\bar{\varepsilon}_x$) é de 0,0172 ou 1,72%.

Conclusões

Em tom de conclusão, é justo afirmar que o funcionamento do sensor de temperatura ZTP-135SR corresponde às expectativas iniciais de funcionamento. Como se pode verificar, o erro relativo máximo é de cerca de 11%, no entanto este manifesta-se numa gama de temperaturas não muito relevantes para o propósito de utilização deste sensor. Não obstante, o erro relativo médio é inferior a 2%, o que é manifestamente um bom desempenho. Assim, é visível que o valor do erro entre as medidas extraídas com os dois sensores é muito baixo, o que reforça essa ideia. Se for pretendido baixar ainda mais o erro, é possível fazê-lo se forem

recolhidas mais amostras com um sensor infravermelho de calibração e se se anotarem os correspondentes valores de tensão à saída dos terminais do sensor ZTP-135SR. Após este processo, cria-se um gráfico com as novas medidas incluídas e recalcula-se a aproximação de uma recta aos pontos, através de uma recta de regressão. Este processo minimizará o erro.

Durante o processo do teste de validade, na captação das amostras, verificou-se que, para ambos os sensores, a temperatura variava significativamente com o afastamento do sensor do ponto de leitura. Embora se tentasse ao máximo que a medida fosse extraída exactamente no mesmo sítio, a verdade é que é impossível garantir a medição exactamente no mesmo ponto. Esta impossibilidade pode introduzir erros, mas uma vez que se tentou minimizar ao máximo esse afastamento, o erro será muito pequeno.

Verificou-se ainda que, à semelhança do sensor Fluke 561, se se aproximar demasiado um objecto da lente do sensor (distâncias inferiores a 3mm), o sensor deixa de responder com valores correctos. A solução adoptada pelos fabricantes do aparelho Fluke foi a inserção do sensor infravermelho dentro de uma caixa com um orifício frontal para medida. Poder-se-á adoptar a mesma solução no caso do sensor ZTP-135SR, evitando assim que este deixe de funcionar correctamente em casos de aproximação extrema.

Em termos gerais, o comportamento deste sensor aproxima-se do pretendido, sendo por isso uma boa solução técnica para a medição de temperaturas timpânicas e consequente inclusão no fato de natação.

5.2 - Sensor de Pressão QTC

5.2.1 - Experiência nº. 1 - Repetibilidade

Objectivos

O objectivo desta primeira experiência é o teste de validade do sensor de pressão QTC no que toca à sua aplicação no fato de mergulho. A necessidade deste ensaio prévio decorre da falta de garantias que este sensor demonstre um comportamento que assegure a eficácia das medidas de pressão produzidas pela mão do atleta sobre a água. Interessa, neste caso, um sensor sensível às gamas de pressão efectuadas sobre a água, preciso nas medidas que efectua e com um elevado índice de repetibilidade, ou seja, o sensor tem de ser capaz de devolver sempre o mesmo valor físico (ou aproximado) sempre que sobre ele se aplica um determinado valor de pressão fixo.

Execução

Para o cumprimento desta experiência, decidiu-se criar um mecanismo onde o sensor fosse submetido de forma progressiva a uma pressão crescente. O aumento da pressão sobre a sua superfície irá fazer com que a sua resistência eléctrica diminua e que este passe de um estado de alta impedância para um estado de condução eléctrica. Nesta parte da experiência, interessa essencialmente registar o valor da resistência eléctrica do material à medida que a pressão aumenta. Interessa também fazê-lo repetidas vezes, de forma a poder comparar se para pressões iguais o sensor responde com uma resistência eléctrica semelhante, garantindo a repetibilidade do sensor.

Uma vez que o sensor tem uma superfície de apenas $12,25\text{mm}^2$ é difícil de lhe aplicar pressões de forma constante de maneira a efectuar medições da resistência. Assim, construiu-se uma estrutura capaz de o fazer. O funcionamento desta estrutura é muito simples, consiste basicamente em duas placas dispostas horizontalmente de forma paralela que asseguram que um veio metálico que as atravessa perpendicularmente é mantido nessa posição. Na parte superior do veio, está fixo um prato onde é possível ir acrescentando peso e consequentemente ir aumentando a pressão na parte inferior do veio. Debaixo deste, está colocado o sensor QTC que vai sofrendo uma pressão crescente à medida que se aumenta o peso no prato. O circuito eléctrico, para que possa ser medida a resistência, faz-se acoplando um ohmímetro. Este fecha o circuito, colocando uma ponta de prova em contacto com o veio metálico e a outra em contacto com uma placa de cobre que se encontra por debaixo e em contacto com o sensor QTC. Para melhor exemplificar este mecanismo serão apresentadas de

seguida imagens que mostram a estrutura construída e como esta foi montada, de forma a exercer pressões no sensor e a serem medidas as resistências.

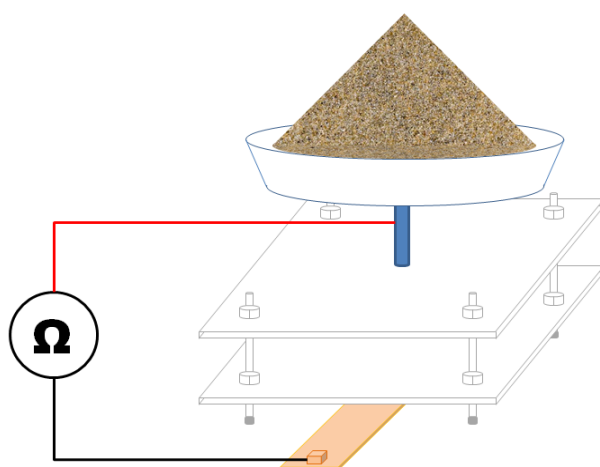


Figura 29 - Perfil da estrutura de aplicação de pressão no sensor

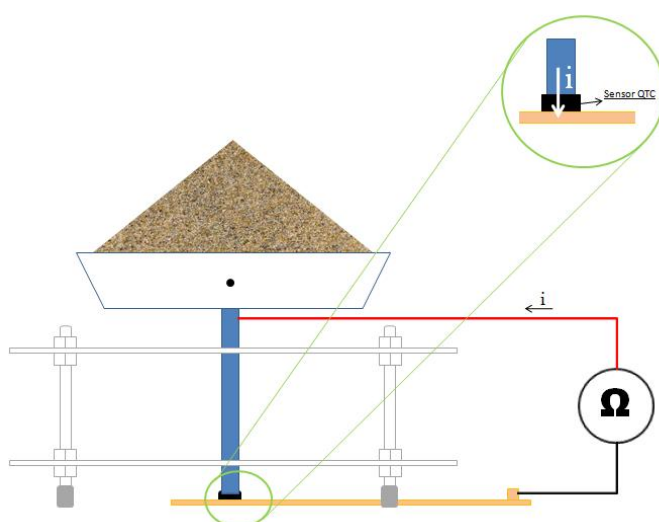


Figura 30 - Pormenor de funcionamento da estrutura de aplicação de pressão no sensor

A experiência inicia-se colocando o veio metálico de 5mm de diâmetro juntamente com o prato vazio sobre o sensor. A junção destes dois elementos pesa 58g. De seguida acrescenta-se 20g de areia, esperam-se aproximadamente três segundos e regista-se o valor da resistência marcado no ohmímetro. Repete-se este procedimento até serem acrescentadas 300g de areia no prato.

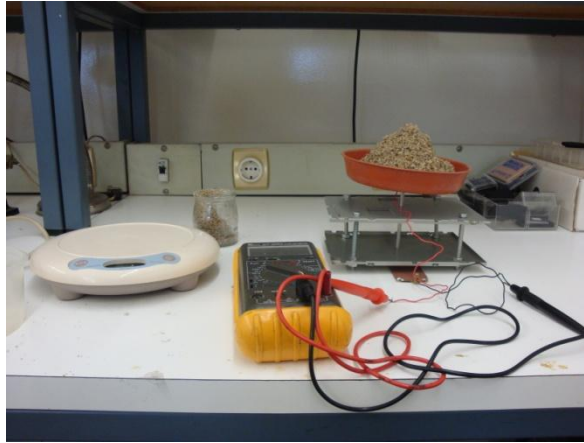


Figura 31 - Realização da experiência de repetibilidade com o sensor QTC

A pressão (Pa) é dada pela relação:

$$P = \frac{\vec{F}}{A}$$

Em que a força (N) é dada pela relação:

$$\vec{F} = m \times \vec{a}$$

Como a aceleração no nosso caso é apenas a gravítica podemos escrever a fórmula como:

$$\vec{F} = m \times \vec{g}$$

O veio que actua sobre o sensor é um cilindro metálico e logo a sua extremidade uma superfície circular cuja área (m²) é dada por:

$$A = \pi r^2$$

Em última análise, a pressão exercida sobre o sensor é dada pela relação:

$$P = \frac{m\vec{g}}{\pi r^2}$$

Efectuou-se esta experiência com quatro sensores diferentes, sendo que cada experiência foi provida de cinco ensaios. Obtiveram-se os seguintes resultados:

Sensor A:

| Peso (g) | Resistencia (ohm) | | | | |
|----------------------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 1º Ensaio | 2º Ensaio | 3º Ensaio | 4º Ensaio | 5º Ensaio |
| 0 | 1850000 | 3212000 | 3465000 | 3521000 | 2420000 |
| 20 | 1598000 | 2920000 | 2508000 | 2953000 | 1426000 |
| 40 | 1440000 | 2243000 | 2351000 | 2480000 | 94900 |
| 60 | 1341000 | 1333000 | 2226000 | 1248000 | 10700 |
| 80 | 1460000 | 1254000 | 847000 | 561000 | 1409 |
| 100 | 1393000 | 541000 | 476000 | 202000 | 397 |
| 120 | 1227000 | 227000 | 410000 | 270500 | 134,6 |
| 140 | 1201000 | 75600 | 238000 | 20700 | 94 |
| 160 | 1116000 | 15200 | 36200 | 9440 | 62,6 |
| 180 | 1197000 | 44300 | 55200 | 6670 | 87,5 |
| 200 | 1048000 | 83000 | 22010 | 1647 | 53,3 |
| 220 | 964000 | 12600 | 24540 | 114,8 | 38,8 |
| 240 | 881000 | 933 | 10770 | 84,8 | 23,2 |
| 260 | 481000 | 710 | 3840 | 71,8 | 15,8 |
| 280 | 225000 | 526 | 484 | 56,6 | 15,9 |
| 300 | 120200 | 190 | 334 | 74,7 | 14 |
| Peso total da areia no final (g) | 308 | 310 | 308 | 314 | 318 |

Tabela 7 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor A

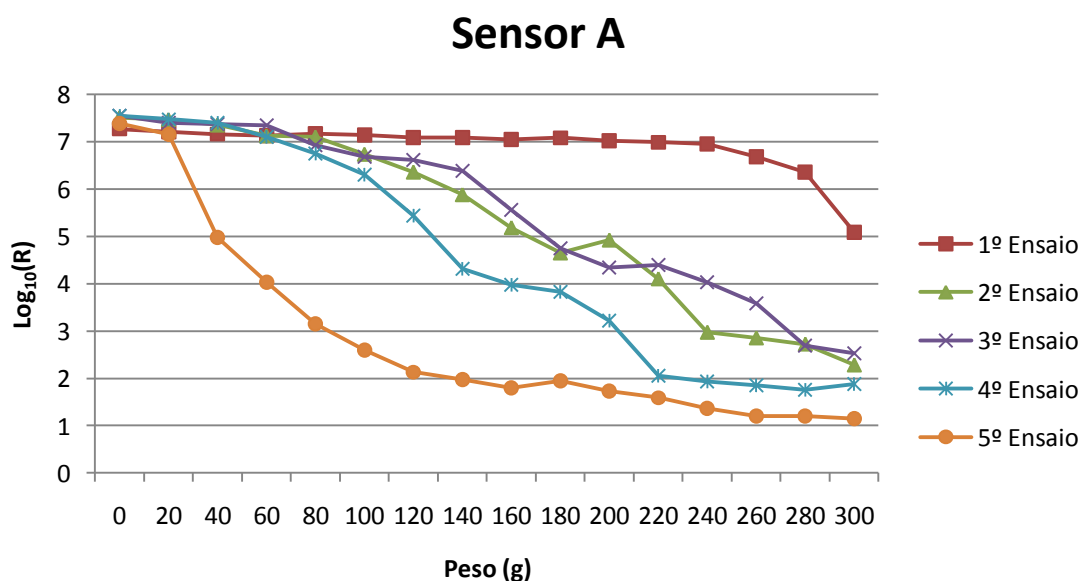


Gráfico 6 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor A

Sensor B:

| Peso (g) | Resistencia (ohm) | | | | |
|----------------------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 1º Ensaio | 2º Ensaio | 3º Ensaio | 4º Ensaio | 5º Ensaio |
| 0 | 1650000 | 1102000 | 606000 | 3482000 | 203000 |
| 20 | 602000 | 115000 | 66300 | 404000 | 33000 |
| 40 | 23000 | 47400 | 2930 | 122000 | 24920 |
| 60 | 19550 | 1904 | 1192 | 24100 | 3270 |
| 80 | 6740 | 341 | 1102 | 38100 | 838 |
| 100 | 999 | 2192 | 1149 | 35700 | 316 |
| 120 | 607 | 467 | 544 | 24810 | 309 |
| 140 | 2452 | 343 | 233,3 | 12840 | 728 |
| 160 | 1244 | 280 | 151,2 | 9950 | 573 |
| 180 | 246,1 | 96,2 | 85,3 | 18720 | 164,3 |
| 200 | 176,7 | 54,2 | 93,4 | 9120 | 165,2 |
| 220 | 106,3 | 101,6 | 61,4 | 5030 | 103,8 |
| 240 | 45,8 | 49,9 | 40,5 | 4440 | 26 |
| 260 | 39,6 | 27,8 | 25,1 | 4030 | 32,9 |
| 280 | 26,8 | 18,4 | 18,6 | 1811 | 10,3 |
| 300 | 25,9 | 12,7 | 26 | 932 | 7,6 |
| Peso total da areia no final (g) | 332 | 318 | 332 | 310 | 314 |

Tabela 8 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor B

Sensor B

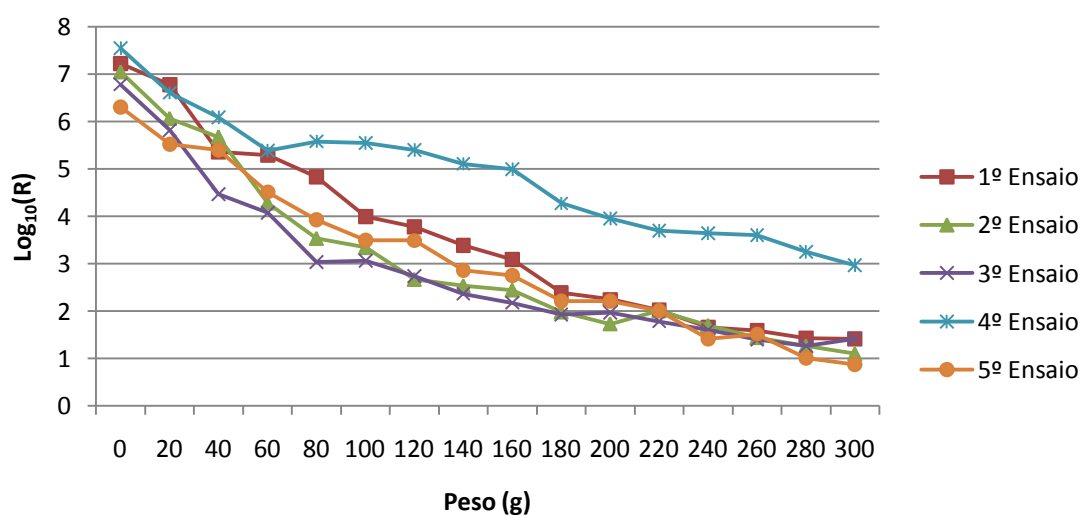


Gráfico 7 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor B

Sensor C:

| Peso (g) | Resistencia (ohm) | | | | |
|----------------------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 1º Ensaio | 2º Ensaio | 3º Ensaio | 4º Ensaio | 5º Ensaio |
| 0 | Inf | Inf | Inf | Inf | Inf |
| 20 | Inf | Inf | Inf | Inf | Inf |
| 40 | 22030000 | 906000 | Inf | Inf | Inf |
| 60 | 18080000 | 15960000 | Inf | 23200000 | 30920000 |
| 80 | 2970000 | 229000 | 22220000 | 9490000 | 24410000 |
| 100 | 1970000 | 125,3 | 17760000 | 4030000 | 9320000 |
| 120 | 8360000 | 24200 | 10050000 | 1400000 | 2030000 |
| 140 | 3170000 | 3500 | 4030000 | 619000 | 1130000 |
| 160 | 185200 | 2721 | 118300 | 247000 | 238200 |
| 180 | 31600 | 893 | 63300 | 90000 | 24520 |
| 200 | 17800 | 373 | 84900 | 50400 | 6690 |
| 220 | 150200 | 206,6 | 22,59 | 27060 | 2633 |
| 240 | 247200 | 115,4 | 789 | 48100 | 2888 |
| 260 | 138100 | 76,2 | 466 | 12360 | 2306 |
| 280 | 51000 | 58,7 | 373 | 12050 | 8940 |
| 300 | 976 | 59,5 | 234 | 10160 | 1389 |
| Peso total da areia no final (g) | 324 | 322 | 314 | 310 | 308 |

Tabela 9 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor C

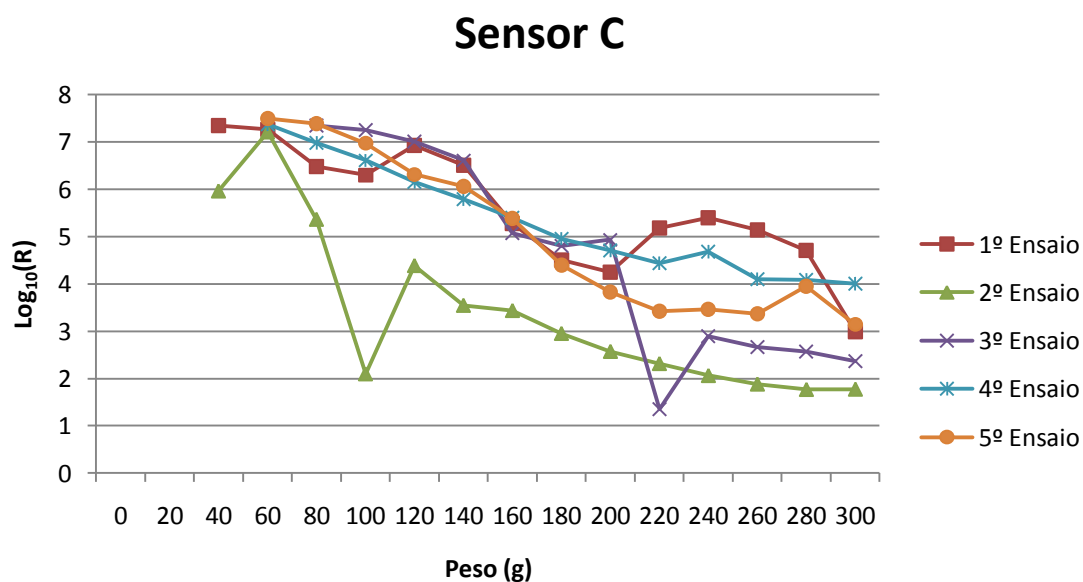


Gráfico 8 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor C

Sensor D:

| Peso (g) | Resistencia (ohm) | | | | |
|----------------------------------|-------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 1º Ensaio | 2º Ensaio | 3º Ensaio | 4º Ensaio | 5º Ensaio |
| 0 | 22240000 | 918000 | Inf | Inf | Inf |
| 20 | 5930000 | 29900 | Inf | Inf | Inf |
| 40 | 854000 | 2684 | 29870000 | Inf | Inf |
| 60 | 7880 | 790 | 27590000 | 25770000 | Inf |
| 80 | 4830 | 508 | 19500000 | 9880000 | 30590000 |
| 100 | 5500 | 243,7 | 13710000 | 3690000 | 22450000 |
| 120 | 2920 | 208,4 | 12630000 | 2153000 | 20770000 |
| 140 | 1075 | 75,6 | 7150000 | 1541000 | 18810000 |
| 160 | 464 | 67,5 | 1880000 | 125000 | 17850000 |
| 180 | 151,3 | 6,4 | 63400 | 66300 | 16200000 |
| 200 | 95,5 | 44,8 | 21830 | 35300 | 12650000 |
| 220 | 78,8 | 37,9 | 14420 | 13520 | 5500000 |
| 240 | 58,7 | 25,7 | 55600 | 15980 | 4780000 |
| 260 | 41,2 | 20,3 | 70200 | 11930 | 1516000 |
| 280 | 31,1 | 18,2 | 36300 | 8400 | 598000 |
| 300 | 10 | 16,1 | 86700 | 3870 | 139300 |
| Peso total da areia no final (g) | 330 | 298 | 318 | 312 | 300 |

Tabela 10 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor D

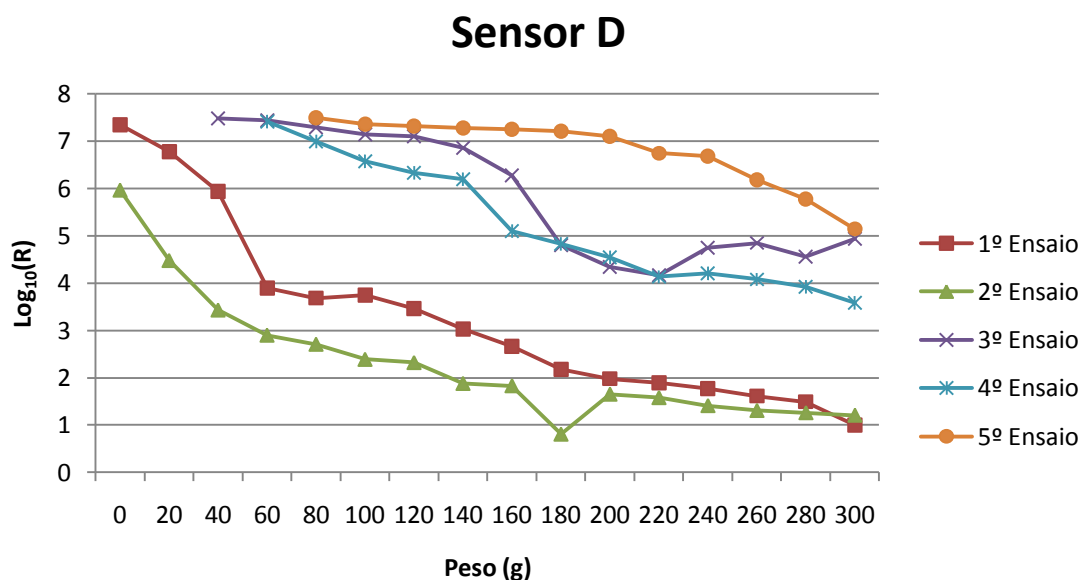


Gráfico 9 - Valor da resistência em função do peso aplicado (pressão) no sensor QTC em diferentes ensaios - sensor D

Cálculo do erro

Com o intuito de avaliar o erro de medição para cada amostra, realizou-se o seguinte cálculo:

$$\Delta x = x - \bar{x}$$

Legenda:

x - Valor medido

\bar{x} - Média dos valores medidos

Daqui, foi possível apurar qual o valor absoluto do erro para cada amostra.

$$\delta x = |\Delta x| = |x - x_v|$$

De seguida apurou-se o erro relativo:

$$\varepsilon_x = \frac{\delta x}{\bar{x}}$$

Chegou-se à conclusão que, para os sensores A, B, C e D, o erro absoluto máximo (δx_{\max}) é respectivamente de 16,95MΩ; 20,73MΩ; 27,68MΩ e 27,71 MΩ. O erro relativo máximo (εx_{\max}) é de 3,998; 3,890; 3,504 e 3,978, respectivamente. O erro relativo médio ($\bar{\varepsilon}_x$) é de 1,082; 1,320; 0,875 e 1,167, respectivamente.

Conclusões

Com a realização desta experiência, foi possível observar alguns fenómenos interessantes e que muito revelarão acerca do comportamento deste tipo de sensores.

A primeira impressão que se pôde tirar no decorrer da experiência, foi que o sensor passa a conduzir imediatamente, com baixa impedância e com pouco peso sobre ele se o pressionarmos com um objecto pontiagudo. Esta verificação é perfeitamente entendível uma vez que a pressão varia inversamente com a área onde é aplicada. Assim, se a área de aplicação for muito pequena, a pressão será muito grande e para uma pressão muito grande é normal que o sensor passe a conduzir. Outro fenómeno importante registado foi que, à medida que o peso no prato aumentava, a resistência também aumentava nos dois primeiros segundos e depois tornava a cair. Esta realidade pode ser incómoda, uma vez que aquando da prática da natação, com a luva a detectar pressões, é desejável que esta reaja imediatamente (em tempo real) e de forma assertiva à pressão que lhe é imposta.

Outra característica não abonatória para este sensor é que quando submetido a uma determinada pressão fixa, a sua resistência vai diminuindo ao longo do tempo sem estabilizar. Ora, isto irá fazer com que numa situação real pareça que a pressão está a variar quando na verdade isso não se está a verificar.

Analisando agora as tabelas construídas, verifica-se que os sensores A, B, C e D revelam sensibilidades diferentes para as mesmas pressões, o que demonstra que da fabricação destes não surgem “dois” sensores iguais ou parecidos. Isto leva a que caso se decida incluir este tipo de sensor no fato, cada um que se insira tem de ser calibrado de forma independente dos outros. Outra verificação que advém do estudo das tabelas e gráficos é a grande diferença do valor da resistência que determinado sensor exhibe entre diferentes ensaios, colocando o sensor sob o mesmo peso e conseqüentemente a mesma pressão. Esta afirmação é comprovada com os elevados valores dos erros relativos calculados anteriormente. Esta verificação refuta a condição de repetibilidade e conseqüentemente põe em causa a validade deste sensor para a medição de pressões palmares.

Finalmente, alguns sensores só entram em estado de condução quando a pressão exercida sobre eles já é considerável e quase todos necessitam de uma pressão grande para que a resistência desça consideravelmente. Transportando esta realidade para a aplicação final, isto significa que para o sensor entrar em condução teria de ser exercida sobre ele uma pressão considerável, o que dificilmente se conseguirá debaixo de água uma vez que nesse ambiente a pressão que os dedos e a palma da mão exercem sobre a água não deverá ser muito grande. No entanto, tentar-se-á deslindar esta questão na experiência de sensibilidade.

5.2.2 - Experiência nº. 2 - Luva sensorial

Objectivos

Nesta segunda experiência pretende-se a construção e experimentação de um protótipo de uma luva onde estejam inseridos os sensores QTC. Após estes estarem em funcionamento, poder-se-á testar o seu comportamento debaixo de água e a sua resposta eléctrica às pressões feitas por toda a superfície da mão na água. Assim, teremos uma melhor noção sobre a pertinência do uso deste tipo de sensores nesta aplicação prática.

Tal como na experiência do sensor de temperatura, nesta experiência vamos usar tensões baixas, uma vez que, caso o sensor seja escolhido para ser incluído no fato de natação, ele terá de funcionar em condições de segurança para o seu utilizador. Assim, importa realizar a experiência exactamente nas mesmas condições das que serão adoptadas aquando da inclusão do sensor no fato de natação.

Execução

A concepção de uma luva sensorial capaz de exportar correctamente a informação de pressão para sinais eléctricos não é um processo simples. É necessário ter em conta muitos aspectos e normalmente de diferentes tipos. Neste caso, é da maior importância ter em causa

aspectos mecânicos, físicos e eléctricos. Tendo sempre esta preocupação como pano de fundo, começou-se a estudar os pontos da mão onde haveria interesse medir pressões. Chegou-se a uma possível disposição de vinte e quatro sensores organizados matricialmente, de forma a minimizar o número de fios condutores necessários para os ligar electricamente. Embora esta possível disposição seja muito rica na informação passível de ser adquirida, é muito complexa para ser implementada, isso faria da construção uma tarefa árdua e mais demorada. Optou-se então por reduzir o número de sensores que se aplicariam na luva tentando deixar aqueles de maior interesse. Embora se perca informação, ganha-se em simplicidade, o que para um protótipo é perfeitamente aceitável. Desta segunda abordagem chegamos a uma solução com oito sensores dispostos de forma matricial.

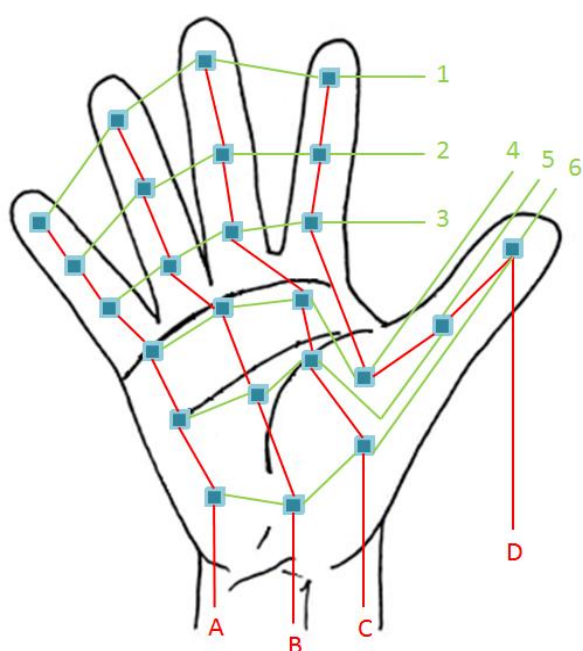


Figura 32 - Disposição palmar matricial de 24 sensores QTC

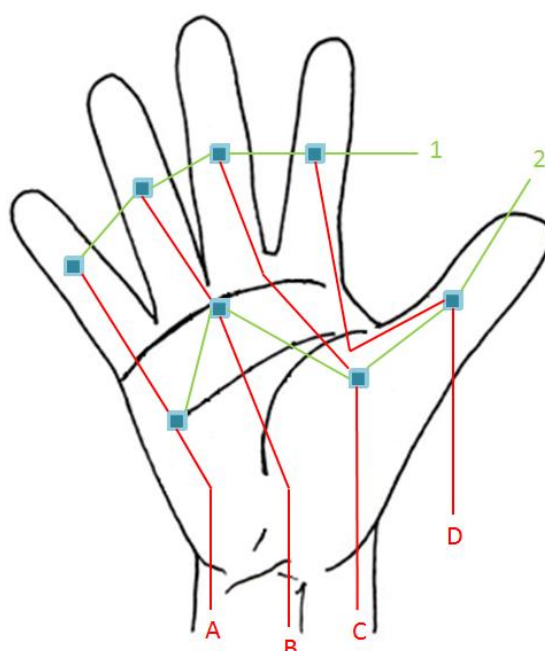


Figura 33 - Disposição palmar matricial de 8 sensores QTC

A segunda parte deste trabalho teve em conta os aspectos de aquisição de sinal (programa para aquisição de sinal da luva no anexo 11). Havia a necessidade de adquirir o sinal em boas condições para depois este ser processado pelo algoritmo desenvolvido em LabVIEW, assim, este tinha de ser amplificado antes de se fazer a sua aquisição. De seguida mostra-se o circuito amplificador responsável por essa tarefa:

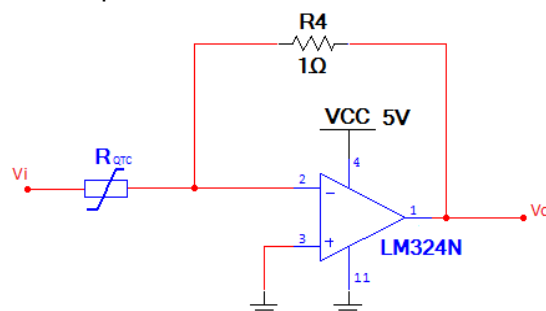


Figura 34 - Circuito eléctrico de amplificação do sinal do sensor QTC

A variação da resistência do material QTC foi utilizada para produzir uma variação de tensão à saída do amplificador. Sabendo que a variação de pressão no material provoca uma variação da sua resistência, é fácil de perceber que quando este sensor estiver inserido no circuito de amplificação (como sendo uma resistência variável), variando a pressão isso provocará uma variação da tensão à saída.

Após os dois passos atrás enunciados, começou-se a construção da luva. Usou-se uma luva impermeável e nesta foram coladas bases de cobre já interligadas por fios eléctricos soldados, onde por sua vez foram colados os sensores QTC. No antebraço da luva colocou-se um conector DC-PCB. O passo seguinte foi a montagem na *breadboard* do circuito responsável pela amplificação de sinal. A ligação entre a luva e o circuito de amplificação fez-se através de um *Flat Cable* de um metro, com um conector IDC-F numa das extremidades.

Para a iniciação da experiência calçou-se a luva concebida e por cima desta colocou-se uma outra luva de material impermeável e fino para efeitos de isolamento eléctrico. De seguida mergulhou-se a mão num aquário e fizeram-se repetidos movimentos de pressão sobre a água enquanto se procedia à aquisição de sinal.

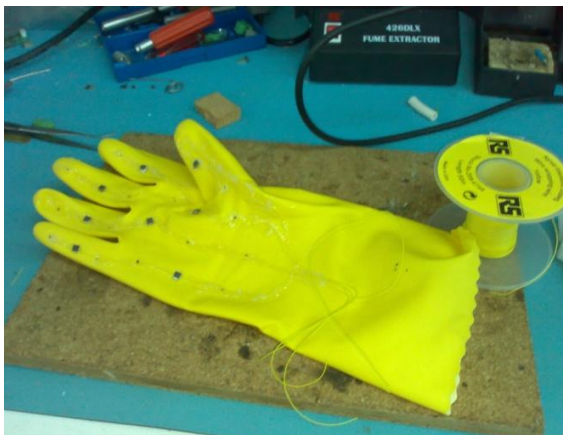


Figura 35 - Construção da luva com sensores QTC



Figura 36 - Luva finalizada



Figura 37 - Experimentando o comportamento da luva debaixo de água

Conclusão

Com a execução desta experiência não foi possível detectar qualquer variação de tensão na saída do amplificador operacional aquando do movimento da mão no aquário. Isto demonstra que o sensor não “sentiu” as variações de pressão que lhe foram impostas por estas serem baixas. Uma vez que debaixo de água os sensores QTC se revelaram ineficientes, decidiu-se realizar uma nova experiência e pressionar objectos rígidos para verificar se os sensores respondiam a estes estímulos. Os resultados obtidos nesta nova etapa de experimentação foram bem distintos dos primeiros. Agora já se obteve resposta dos sensores e foi possível detectar à saída do AmpOp (amplificador operacional) variações de tensão que aumentavam se se pressionasse mais o objecto e que diminuía se se pressionasse pouco o objecto.

Com base nestes resultados, é fácil perceber que o sensor é sensível às pressões mais elevadas que sofre quando pressionado num objecto, em detrimento das pressões menores que sofre debaixo de água. Caso se verifique que o sensor é viável e que a única contrariedade é a sua baixa sensibilidade à pressão da mão na água, poder-se-á encomendar ao fabricante a produção de um dispositivo mais sensível, uma vez que o fabricante põe à disposição esse serviço aos clientes.

Se fossem detectáveis pressões debaixo de água faria todo sentido tentar proceder à calibração de cada um dos sensores, mas uma vez que isso não se verifica, esse é um esforço inútil para o desenvolvimento do nosso trabalho.

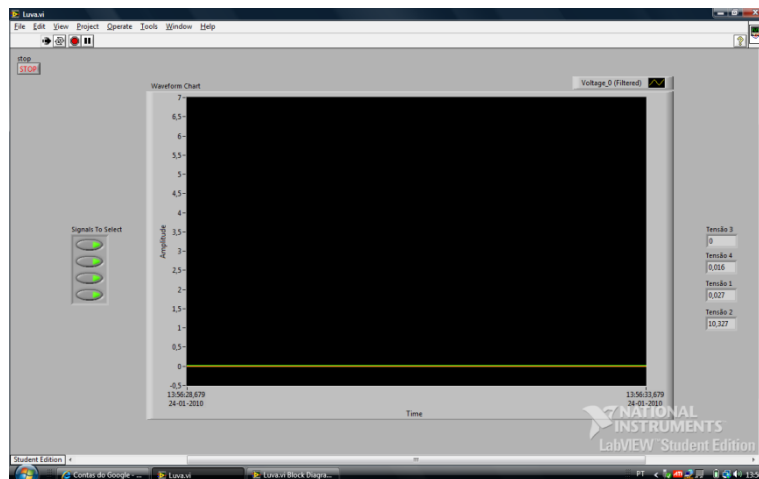


Figura 38 - Resposta da luva quando esta pressiona a água

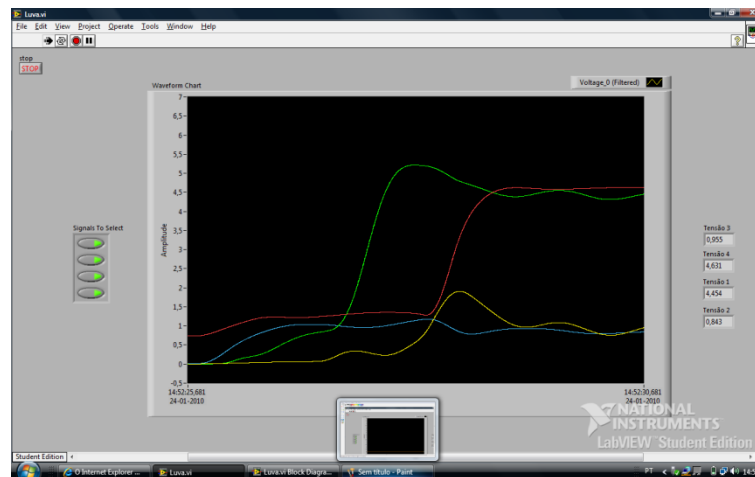


Figura 39 - Resposta da luva quando esta é pressionada num objecto

5.2.3 - Experiência nº. 3 - Repetibilidade sob tensão

Objectivos

Nesta terceira experiência pretende-se descobrir como se comporta o sensor em questões de repetibilidade quando este se encontra sob tensão eléctrica. Já sabemos que o sensor não se comporta bem quando as pressões aplicadas são baixas e que se este não for sujeito a qualquer tensão eléctrica, a sua prestação não consegue garantir repetibilidade. Mas será que em tensão o seu comportamento de repetibilidade se altera? É a esta pergunta que tentaremos responder com a execução desta experiência.

Execução

Para a execução desta experiência resolveu-se aplicar repetidas vezes em cada um dos sensores da luva pressões constantes e verificar qual a tensão produzida na saída do amplificador. Para realizar esta tarefa usou-se o mesmo dispositivo de eixo metálico utilizado na experiência 1. Usando o mesmo eixo aplicaram-se pressões utilizando para isso pesos pré-determinados. O principal objectivo desta experiência é a aplicação, de forma repetida, de um determinado peso sobre o sensor e a verificação se, sensivelmente após um segundo, a tensão na saída do amplificador é próxima em todos os ensaios.

De seguida apresenta-se uma tabela que mostra os valores recolhidos:

| Peso: 1Kg | | | | Peso: 2Kg | | | |
|-----------|----------|----------|----------|-----------|----------|----------|----------|
| Amarelo | Vermelho | Azul | Verde | Amarelo | Vermelho | Azul | Verde |
| Sensor E | Sensor F | Sensor G | Sensor H | Sensor E | Sensor F | Sensor G | Sensor H |
| 5,113 | 2,731 | 2,389 | 2,841 | 4,598 | 4,603 | 4,892 | 5,810 |
| 4,474 | 3,038 | 3,053 | 1,606 | 5,168 | 3,851 | 4,708 | 5,940 |
| 4,307 | 2,876 | 3,849 | 1,626 | 3,712 | 4,399 | 4,639 | 5,805 |
| 3,400 | 2,955 | 3,712 | 1,217 | 3,663 | 4,281 | 4,593 | 6,326 |
| 3,244 | 2,440 | 3,586 | 1,280 | 2,803 | 4,149 | 4,471 | 5,890 |
| 5,205 | 2,125 | 3,482 | 2,971 | 5,554 | 3,594 | 4,661 | 5,923 |
| 5,145 | 3,219 | 3,551 | 1,618 | 5,631 | 3,434 | 4,603 | 5,998 |
| 5,468 | 3,375 | 3,144 | 5,143 | 5,337 | 3,498 | 4,132 | 6,019 |
| 5,711 | 2,79 | 2,528 | 1,696 | 5,055 | 3,604 | 4,578 | 6,092 |
| 5,324 | 2,622 | 2,548 | 1,714 | 5,590 | 3,137 | 4,473 | 5,929 |
| 5,910 | 2,471 | 2,345 | 3,467 | 5,600 | 4,023 | 4,631 | 6,343 |
| 5,434 | 2,753 | 3,145 | 2,156 | 5,226 | 3,907 | 4,865 | 5,901 |

Tabela 11 - Amostras de valores de tensão (V) adquiridos à saída do amplificador em função do peso (1kg e 2Kg)

Cálculo do erro

Com o intuito de avaliar o erro de medição para cada amostra, realizou-se o seguinte cálculo:

$$\Delta x = x - \bar{x}$$

Legenda:

x - Valor medido

\bar{x} - Média dos valores medidos

Daqui, foi possível apurar qual o valor absoluto do erro para cada amostra.

$$\delta x = |\Delta x| = |x - x_v|$$

De seguida apurou-se o erro relativo:

$$\varepsilon_x = \frac{\delta x}{\bar{x}}$$

Chegou-se à conclusão que, para os sensores E, F, G e H, o erro absoluto máximo (δx_{max}) é respectivamente de 2,025V; 0,736V; 0,766V e 2,865V. O erro relativo máximo (εx_{max}) é de 0,419; 0,236; 0,246 e 1,258, respectivamente. O erro relativo médio ($\bar{\varepsilon}_x$) é de 0,149; 0,092; 0,086 e 0,205, respectivamente.

Conclusão

Analisando as tabelas verifica-se que em algumas das iterações o valor de tensão é próximo, no entanto noutras isso não acontece. Isto demonstra que a repetibilidade sob tensão também não se verifica. Além disso verificou-se, mediante outros testes, que quando se aplica uma pressão constante, o valor da tensão vai aumentando com o passar do tempo. Outra conclusão importante verificada é que aplicando sob o sensor 1kg de massa, este responde com um determinado valor de tensão, se depois acrescentarmos outro quilograma perfazendo 2kg o valor de tensão aumenta, no entanto se agora se retirar este último quilograma acrescentado, o valor de tensão nunca decresce para o valor inicialmente registado quando se tinha 1kg sobre o sensor. Estes resultados verificados fazem perceber que o sensor nunca responderá com o mesmo valor ou parecido quando se exercerem as mesmas pressões em diferentes alturas.

A soma destes resultados conclusivos inviabiliza a ideia do uso deste sensor QTC. Nesta perspectiva este sensor revela-se como sendo não fiável e portanto como uma possibilidade não exequível para a inserção futura no fato de natação, sendo necessário procurar uma nova solução.

Capítulo 6

Conclusões

Neste último capítulo apresenta-se uma revisão geral sobre o progresso do trabalho durante o período de desenvolvimento do mesmo. Posteriormente, fazer-se-á em nota conclusiva, uma avaliação geral desse trabalho e o que poderá ser feito no futuro de forma a dar continuidade ao desenvolvimento deste projecto.

6.1 - Revisão do trabalho desenvolvido

O trabalho desenvolvido ao longo destes quatro meses permitiu o desenvolvimento gráfico e funcional de um sistema capaz de fazer a monitorização dos parâmetros fisiológicos, biomecânicos, bioquímicos e de desempenho de um atleta de natação, bem como a realização de ensaios em alguns sensores previamente escolhidos para o mesmo efeito.

A ordem dos trabalhos pode-se dividir em três partes essenciais:

- Análise do problema proposto, verificação do estado da arte e estudo dos requisitos gerais;
- Aprendizagem e assimilação das tecnologias escolhidas e das respectivas ferramentas de desenvolvimento;
- Desenvolvimento do trabalho.

A primeira fase enunciada foi cumprida elaborando um relatório preliminar, cujo conteúdo incidia sobre os requisitos gerais do sistema, o estudo exaustivo do estado da técnica na actualidade, calendarização a tomar e uma breve introdução às tecnologias já utilizadas no desenvolvimento do fato de natação.

A segunda fase foi um processo de auto-instrução. A tomada de conhecimento das tecnologias já utilizadas foi feita recorrendo a livros, pesquisas na Internet sobre o assunto e

uma análise trabalhosa do que havia sido feito. O processo de aprendizagem das tecnologias a serem implementadas foi conseguido à custa de livros relacionados, tutoriais on-line e à experimentação nas ferramentas de suporte à tecnologia.

A terceira e última fase iniciou-se com a construção do diagrama de fluxo do funcionamento geral e a concepção dos algoritmos dos subsistemas dos programas desenvolvidos em LabVIEW. De seguida criou-se a interface do programa de forma a facilitar a posterior execução da sua programação. À medida que se foi programando foi-se testando a execução do programa e quando era necessário modificava-se o código de forma a assegurar o bom funcionamento do mesmo. Numa fase posterior realizou-se uma fase de testes para validação do funcionamento do programa desenvolvido. Partiu-se então para a fase de estudo e experimentação dos sensores escolhidos para fazerem parte do fato de mergulho. Tentou-se verificar o seu valor e desempenho no contexto da aquisição de dados fiáveis e demonstrativos da realidade física a que eles se destinavam.

Grande parte do tempo foi dispensada à percepção de funcionamento de todo o sistema e análise dos requisitos gerais, pois esse conhecimento era essencial para uma correcta abordagem à criação de um software fiável e para uma contextualização eficaz que permitisse com discernimento objectivar o trabalho. A parte restante foi dedicada então ao trabalho prático, sendo que se conseguiu uma solução funcional e demonstrável. Embora o trabalho apresente resultados muito completos ainda carece de melhorias. Estas poderão ser desenvolvidas em fases posteriores do projecto.

6.2 - Resultados e contribuições relevantes

Procedendo a uma reflexão sobre os resultados obtidos, a primeira conclusão é que de uma forma geral as tecnologias e métodos utilizados foram bem apurados.

No que se refere à linguagem escolhida para a programação, esta revelou-se simples, eficaz e com a realização de um trabalho prévio de determinação de entradas, saídas e blocos de aplicação, consegue-se que esta linguagem seja estruturada e facilmente divisível em camadas distintas com funcionalidades bem definidas que juntamente perfazem um programa completo e robusto. A tecnologia LabView permitiu ainda a criação de uma interface simples, bem organizada, objectiva, apelativa e intuitiva. É importante salientar ainda que esta tecnologia apresenta-se como uma opção capaz de garantir uma boa margem de progresso do software desenvolvido. Relativamente ao procedimento das provas de desempenho do software, podemos afirmar que este foi feito em duas vertentes distintas. Foram feitos os testes de sistema baseados no diagrama de fluxo e algoritmos. Foi também permitida a experimentação do programa a um universo substancial de pessoas que posteriormente fizeram a sua avaliação sobre a utilização. Os testes revelaram um desempenho positivo tanto num caso como no outro. Importa adiantar que os testes foram cumpridos de forma rigorosa e salvo algumas anomalias, obtiveram-se resultados de acordo

com o esperado e portanto com sucesso. Os segmentos de código que apresentavam anomalias foram corrigidos e novamente testados até se obter o comportamento adequado.

Relativamente à parte da experimentação sensorial, chegou-se à conclusão que o sensor escolhido para a medição de temperaturas corporais revela-se com um bom potencial e que devido à sua acuidade e dimensões reduzidas poderá ser tido em conta para a medição de temperaturas corporais e assim incluído no fato de mergulho na região timpânica. O sensor de pressão QTC, por sua vez, revela um mau desempenho no que toca ao cumprimento dos desígnios a que se pretende sujeitá-lo. A sua incapacidade de repetibilidade e variação de condutividade ao longo tempo para uma pressão constante põe em causa a sua validade para este projecto. No entanto, é positivo o facto de se poder afirmar que o material QTC não revela valências suficientes para ser incluído neste projecto, na medida em que se pode partir em busca de outras soluções de forma tranquila e sem reservas quanto aos testes efectuados e resultados obtidos.

Analizando a validade do trabalho desenvolvido num futuro a curto/médio prazo, poder-se-á afirmar que a “robustez” do programa criado aliado à sua simplicidade e celeridade serão prósperos, poder-se-á afirmar também que a solução encontrada para medição de temperatura é uma solução viável, depreendendo assim que a sua validade vigorará durante três a quatro anos.

Chegado a este ponto, penso que será justo afirmar que os objectivos inicialmente propostos foram atingidos de forma satisfatória.

A execução deste projecto fez com que me fosse possível adquirir e reforçar importantes conhecimentos nas áreas de informática, electrónica, automação, natação, engenharia de tecidos, saúde, etc. Esta sapiência adquirida contribuiu para um enriquecimento a nível pessoal e profissional sendo possível no futuro colocá-la em prática a nível profissional.

Os únicos entraves à realização do projecto foram a falta de tempo para o aperfeiçoamento, complementação do trabalho desenvolvido e teste no fato; e a não realização da experimentação de todos os sensores encomendados, uma vez que estes não foram entregues pelas empresas que os representam em tempo útil para a execução do projecto.

6.3 - Trabalho futuro

No futuro, tendo em vista a complementação do trabalho, poderão ser feitas melhorias no software. Algumas dessas melhorias têm um carácter mais técnico outras um carácter mais relacional. Tecnicamente, seria benéfico melhorar o quadro de mensagens uma vez que as mensagens respeitam uma ordem de entrada, o que faz com que um determinado tipo de mensagem apareça sempre na mesma posição da lista e onde idealmente as mensagens deveriam ser listadas por ordem de chegada. É necessária a criação de um menu de opções onde futuramente o utilizador possa decidir por exemplo a aceleração mínima para auto-

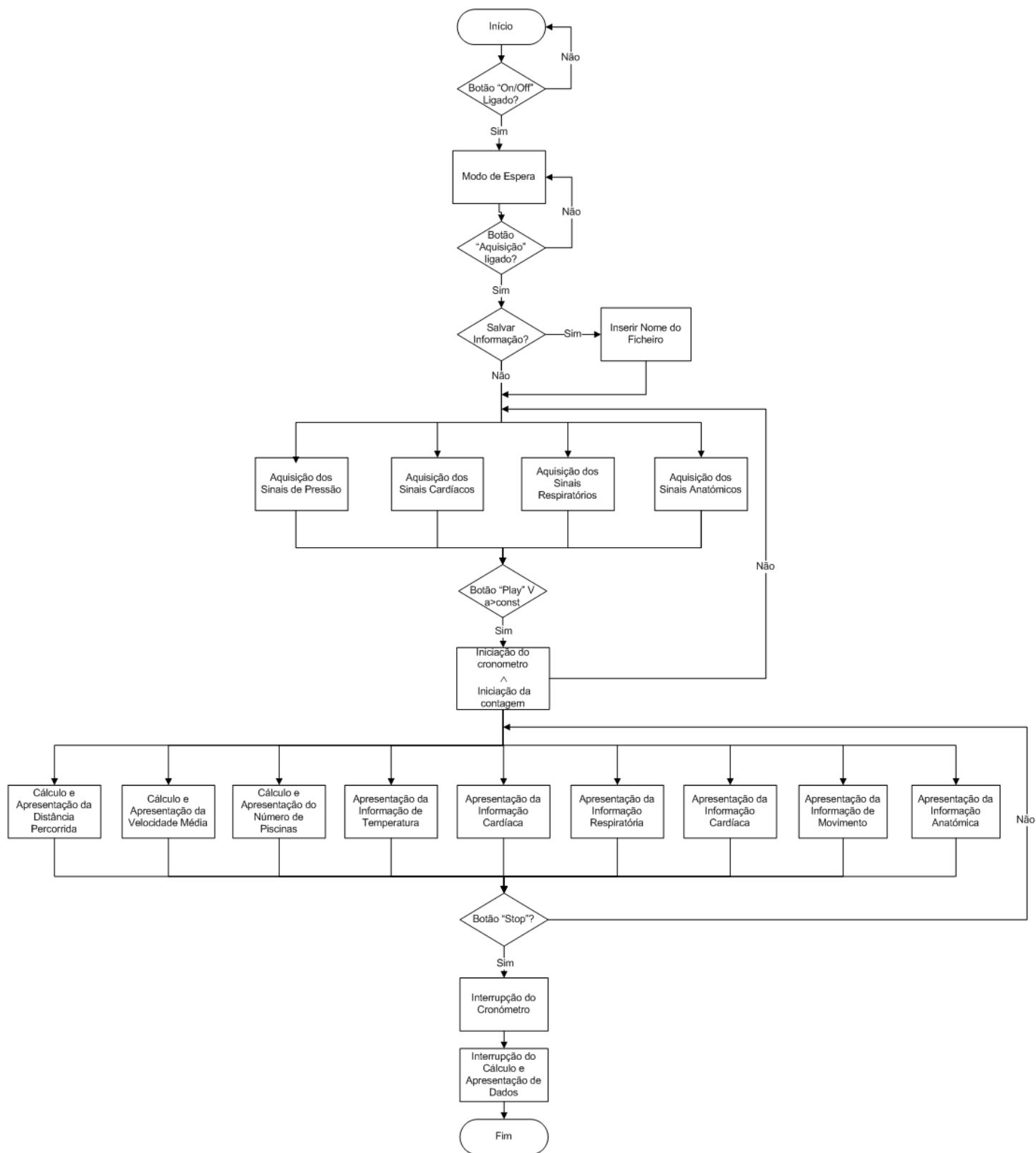
-iniciação do cronómetro, o nível máximo de amónia no suor, a constante de integração, etc. É necessária também a criação de subVI's que se encarreguem de fazer a aquisição e tratamento dos dados dos restantes sensores que não chegaram a tempo de ser incluídos neste trabalho. De um ponto de vista relacional, no futuro poderão ser acrescentadas novas funcionalidades de forma a complementar a informação já disponibilizada e a ajudar na navegabilidade. Também existe a necessidade de futuramente submeter o software a testes de desempenho e usabilidade por parte de pessoas directamente ligadas à prática da natação. Nessa perspectiva, pode-se pedir que professores e alunos da faculdade de desporto os executem e revelem o seu parecer.

No que toca à parte de hardware, no futuro é necessário procurar uma nova solução para a determinação de pressões palmares e verificar a funcionalidade e desempenho dos sensores encomendados que não chegaram a tempo de serem incluídos no projecto.

Anexo 1

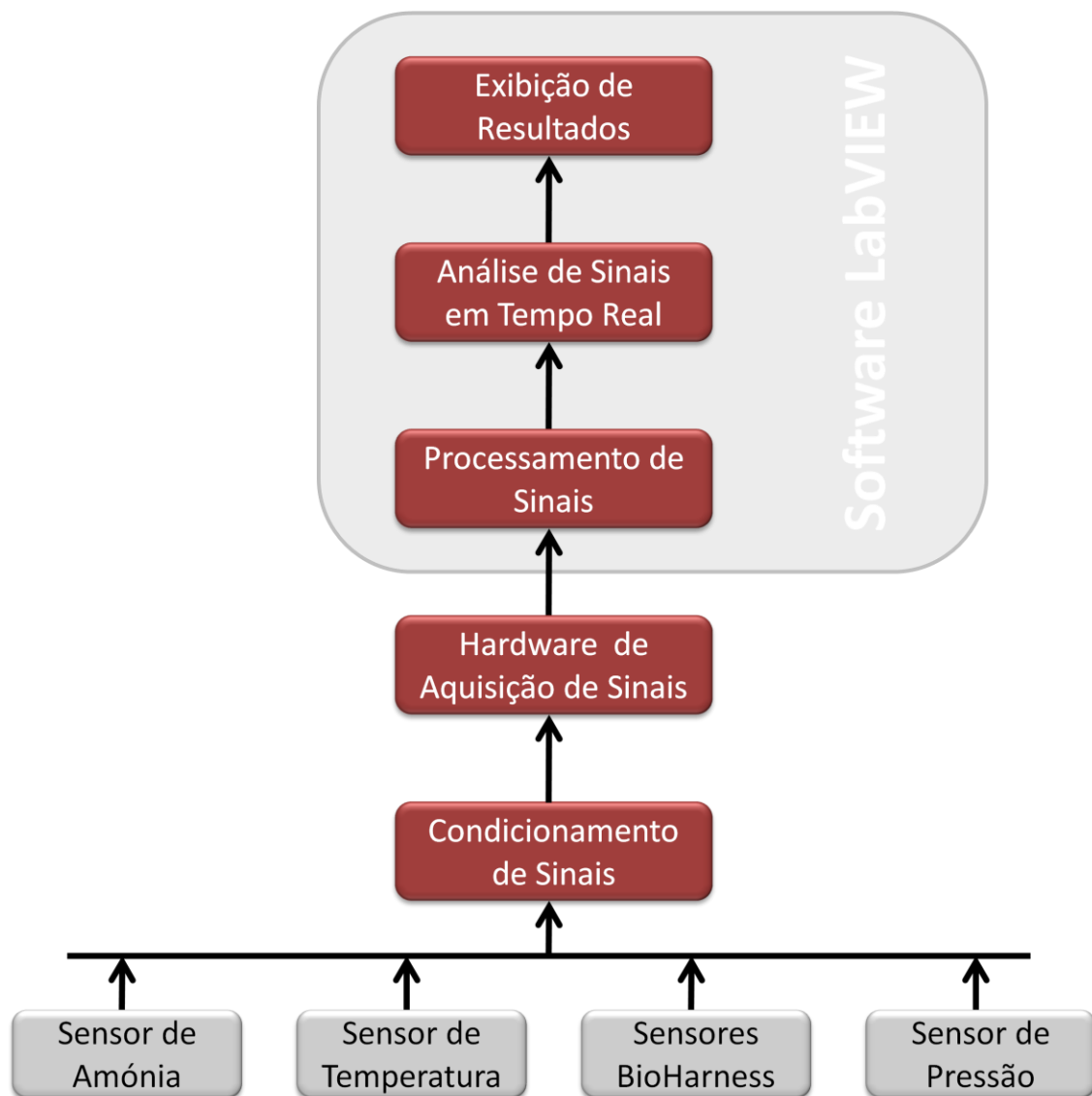
Diagrama de Fluxos do Programa - Funcionamento Geral

(ver página seguinte)



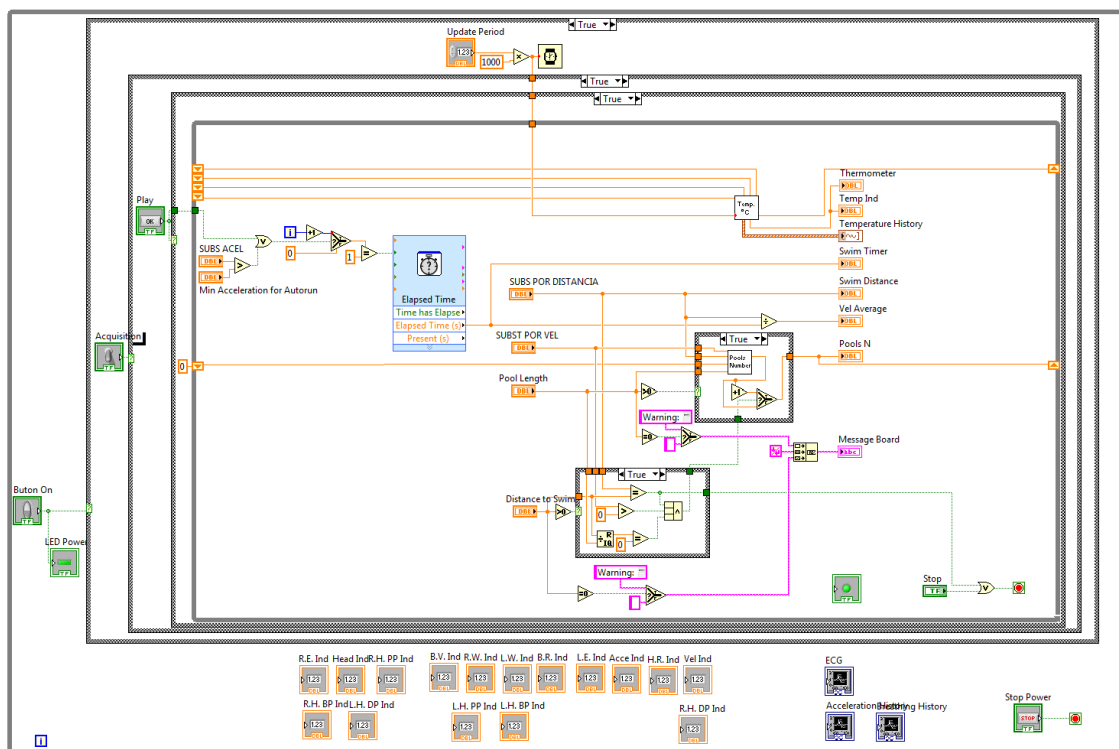
Anexo 2

Diagrama de Blocos do Sistema



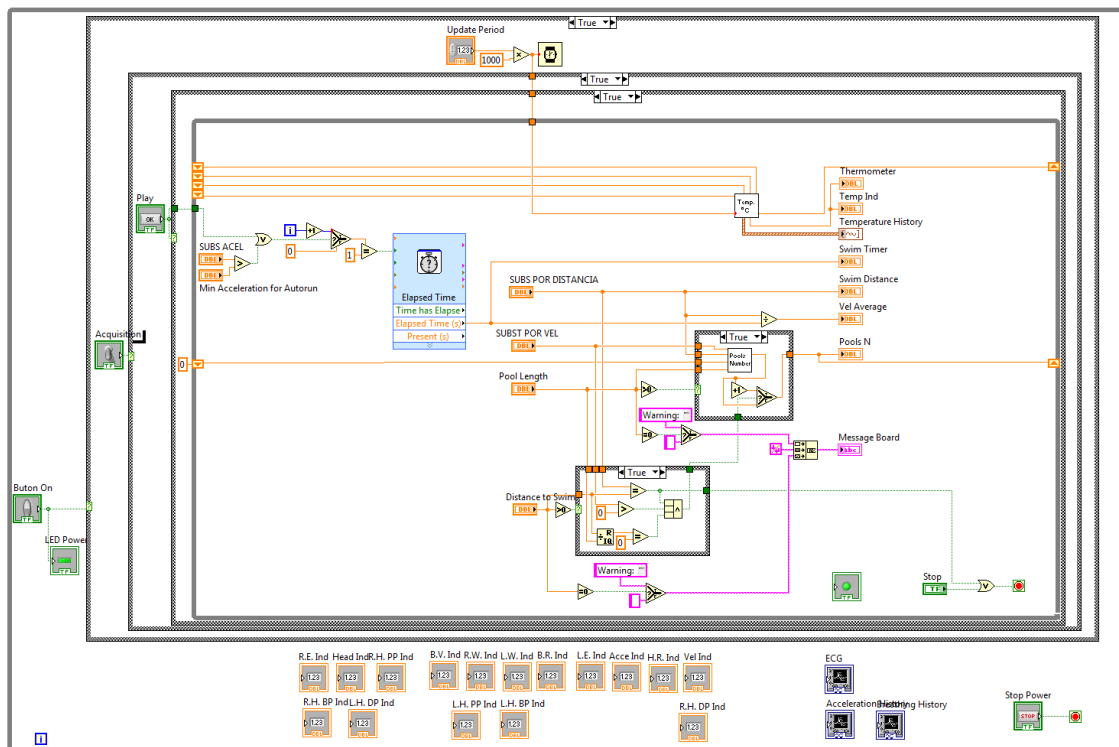
Anexo 3

Diagrama de Blocos - Interface



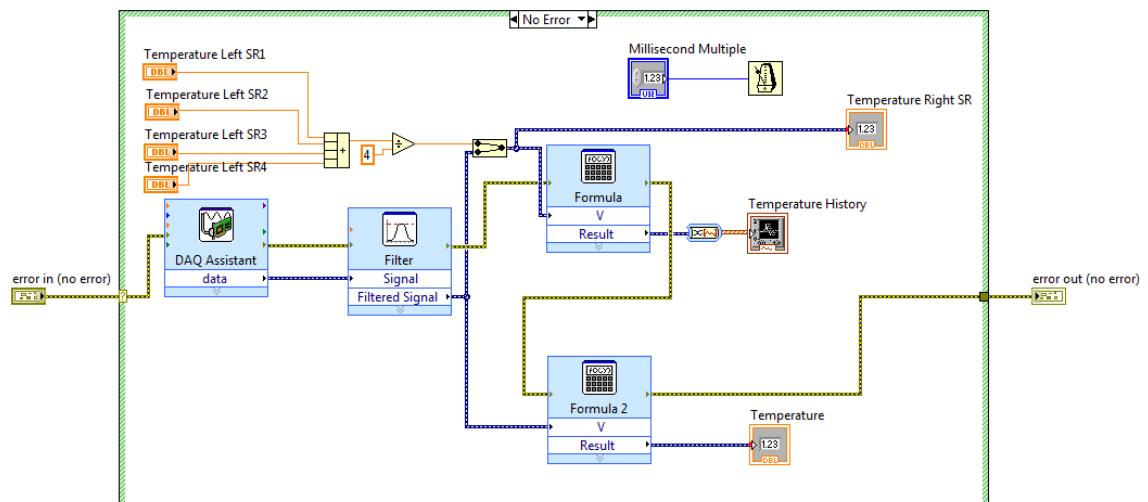
Anexo 4

Diagrama de Blocos - Interface #2



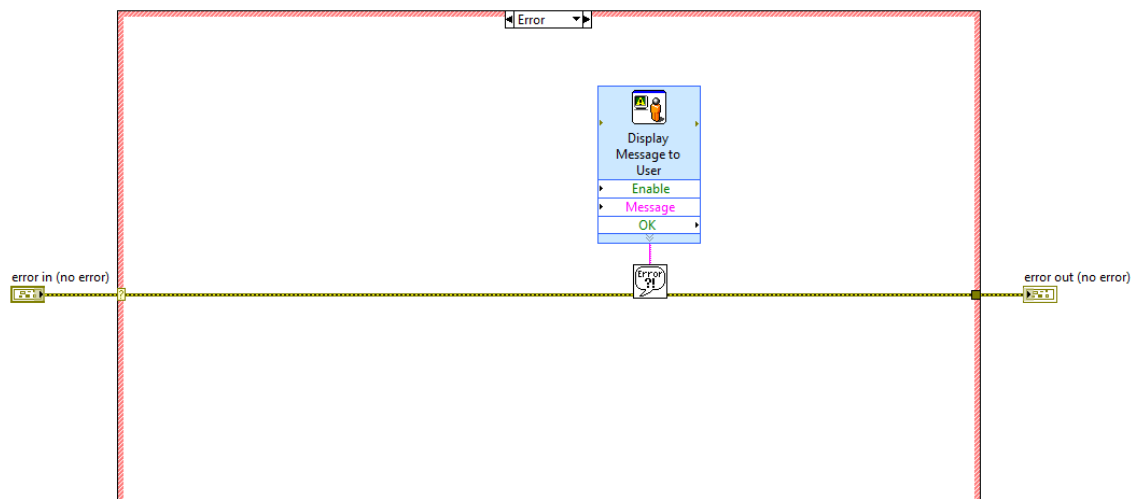
Anexo 5

Diagrama de Blocos - Cálculo de Temperatura



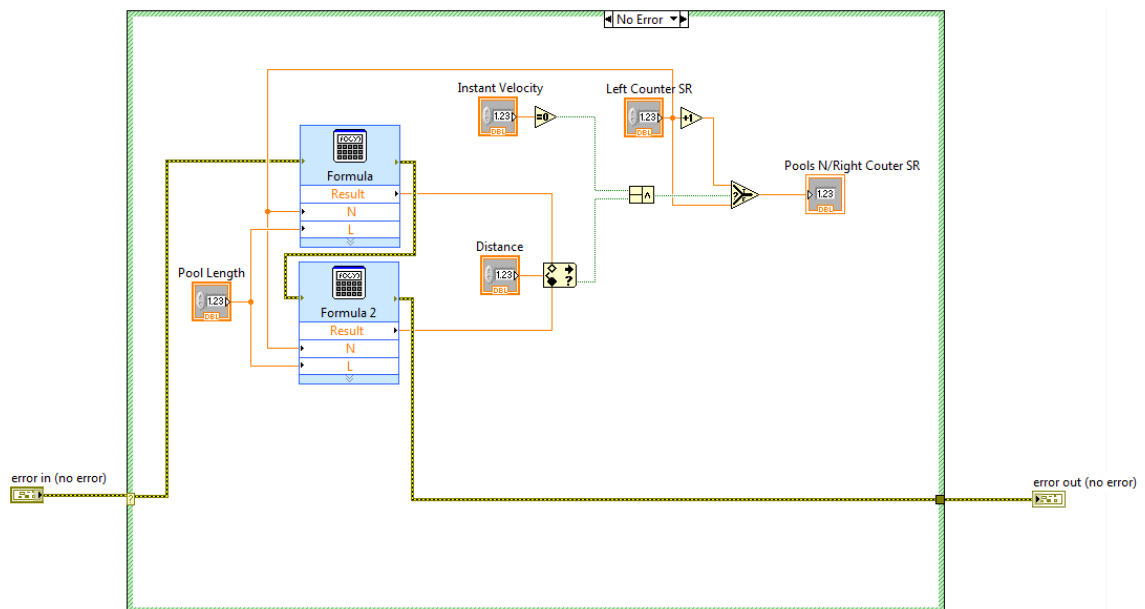
Anexo 6

Diagrama de Blocos - Cálculo de Temperatura #2



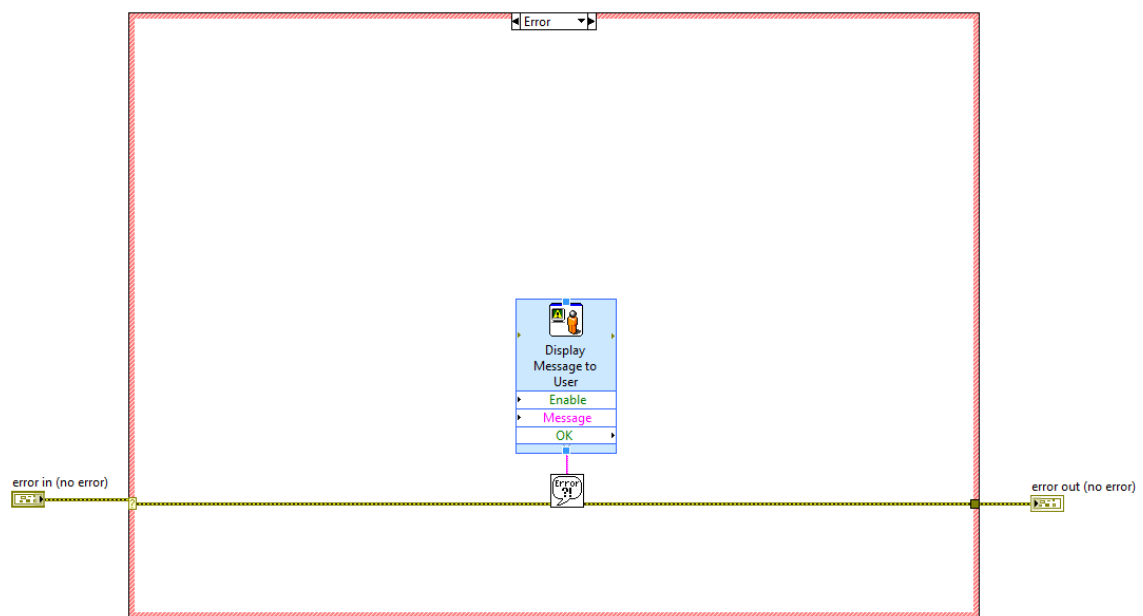
Anexo 7

Diagrama de Blocos - Contador de Piscinas



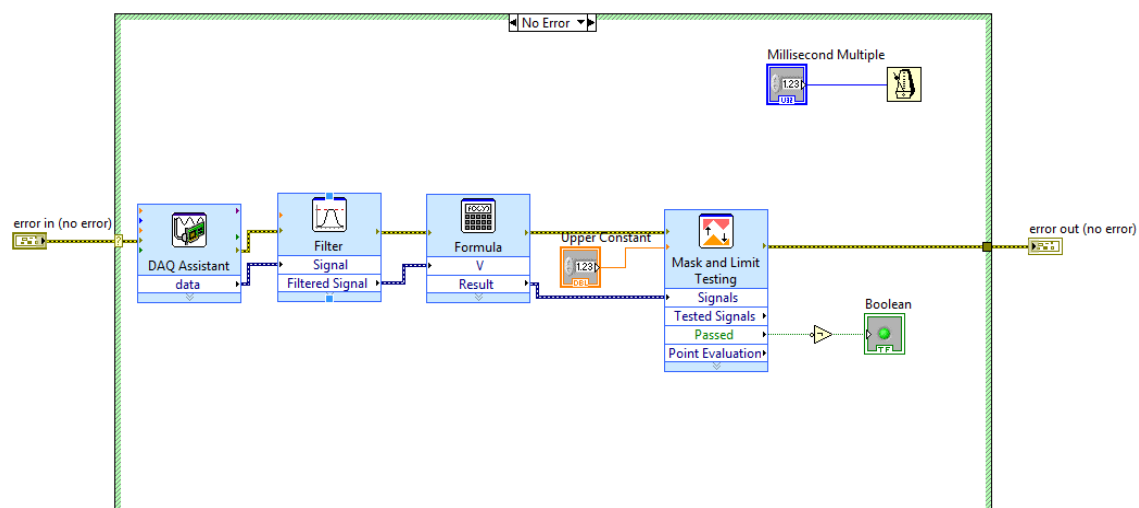
Anexo 8

Diagrama de Blocos - Contador de Piscinas #2



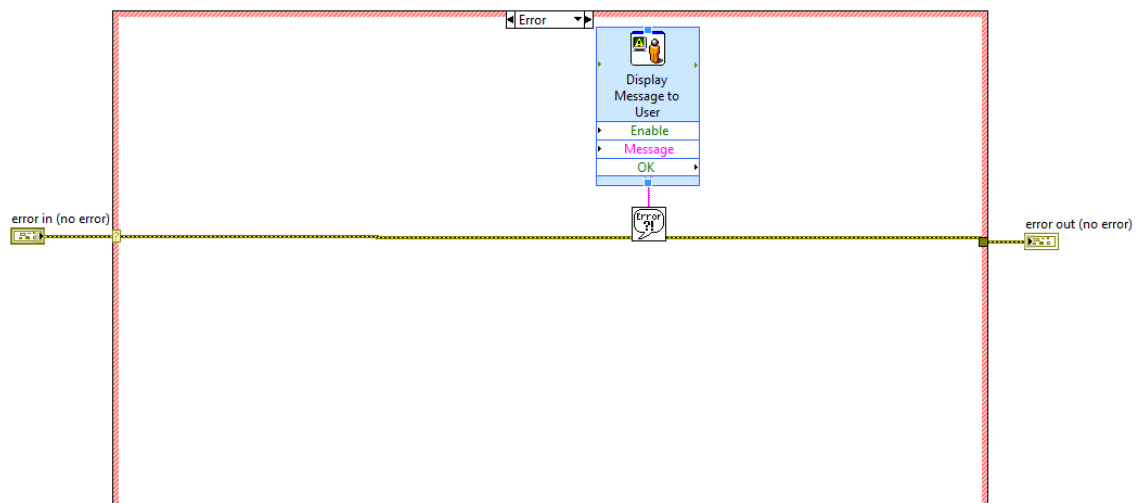
Anexo 9

Diagrama de Blocos - Detecção de Amónia



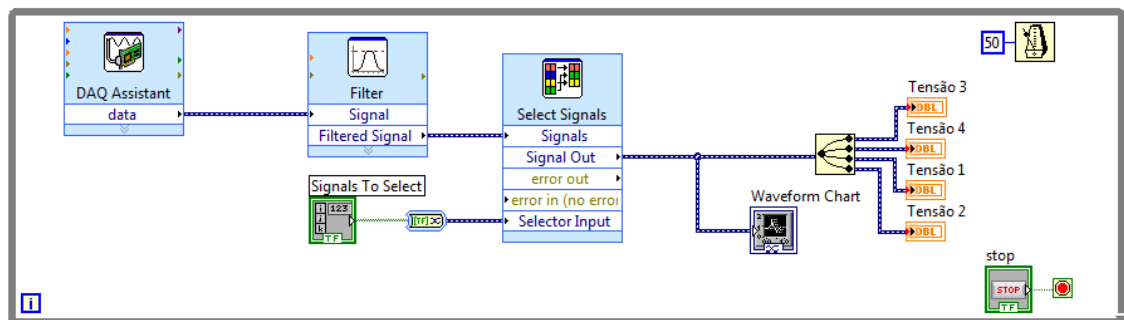
Anexo 10

Diagrama de Blocos - Detecção de Amónia #2



Anexo 11

Diagrama de Blocos - Pressão Palmar



Referências

- [1] BARBOSA, T.; BOULESTEIX, L.; BUCKWITZ, R.; Bähr, H.; CASTRO, F.S.; CHOLLET, D.; GUIMARÃES, LOSS, J.F.; A.C.; MINGHELLI, F.H.; SANTOS SILVA, J.V.; SEIFERT, L.; SOUSA, F.; UNGERECITS, B.E.; VILAS-BOAS, J.P.. Biology and sport medicine - Biomechanics and medicine in swimming IX. Saint-Étienne: Publications de l'Université de Saint-Étienne, 2003, p. 99-114.
- [2] CHOA, Sung-Hoon; JOO, Jin-Won. Deformation Behavior of MEMS Gyroscope Sensor Package Subjected to Temperature Change. IEE Transactions on components and packaging technologies, Volume 30/Número 2, Junho 2007, p. 346 -354.
- [3] COUTO PINTO, João Paulo. Implementação e teste de sistema de medição de funções vitais, a ser Integrado em fato de natação. Dissertação de Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores Major Automação. Porto, 2008.
- [4] HYDE, Rick; P. KETTERINGHAM, Laurence; A. NEILD, Simon; J. S. JO, Rosie. Estimation of Upper-Limb Orientation Based on Accelerometer and Gyroscope Measurements. IEEE Transactions on biomedical engineering, Volume 55/Número 2, Fevereiro de 2008, p. 746-754.
- [5] JACK W., Judy. "Microelectromechanical Systems (MEMS) - Their Design, Fabrication, and Broad Range of Application". Journal of Smart Materials, Volume 10/Número 6, Dezembro 2001, p. 1115-1134.
- [6] KORVINK, Jan G.; Paul Oliver. MEMS - A Practical Guide to Design, Analysis, and Applications. New York: William Andrew Publishing/Noyes, 2006.
- [7] LYNN, Alan. Crowood Sports Guide Swimming: Technique, Training, Competition. Marlborough: The Crowood Press Ltd, 2006.

- [8] MOUROÇO, P.; LIMA, A.; VILAS-BOAS, J.P.. Medição das variações intracíclicas de velocidade de um nadador na técnica de mariposa. Porto, 2005.
- [9] MOUROÇO, P.; LIMA, A.; VILAS-BOAS, J.P.. Avaliação da técnica de nado por variações intracíclicas da velocidade: aplicações ao treino. Porto, 2005.
- [10] OHGI, Yuji. Microcomputer-based Acceleration Sensor Device for Sports Biomechanics - Stroke Evaluation by using Swimmer's Wrist Acceleration. Sensors, 2002. Proceedings of IEEE. Volume: 1, Fujisawa, 2002, p. 699- 704.
- [11] OHGI, Yuji; ICHIKAWA, Hiroshi; HOMMA, Masanobu; MIYAJI, Chikara. "Stroke phase discrimination in breaststroke swimming using a tri-axial acceleration sensor". Sports Engineering, Volume 6/Número 2, Junho de 2003, p. 113-123.
- [12] PERSONA, Karina Lorenti. Sistema para análise biomecânica de nadadores - SABIO. Uberlândia, 2006.
- [13] SILVA, Ana. Bioswim - Sistema de interface corporal integrado em vestuário para monitorização de sinais. Relatório de Projecto. Porto, 2008.
- [14] TURNER, A.P.F.; KARUBE, I.; WILSON, G.S.. Biosensors: Fundamentals and applications. U.K: Oxford University Press, 1987.
- [15] CSEM SA Headquarters. <http://www.csem.ch/>, 8 de Abril de 2009.
- [16] Figaro Engineering Inc..<http://www.figaro.co.jp/en/top.html>, 12 de Setembro de 2009.
- [17] General Electric Company. <http://www.gesensing.com>, 13 de Setembro de 2009.
- [18] Georgia Tech Wearable Motherboard™. <http://www.gtwm.gatech.edu/>, 7 de Abril de 2009.
- [19] Get Body Smart. <http://www.getbodysmart.com/>, Março e Abril de 2009.
- [20] Médicos de Portugal. <http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/>, Março e Abril de 2009.
- [21] Peratech Limited. <http://www.peratech.com/>, 12 de Setembro de 2009.

- [22] Polar Electro Inc.. <http://www.infopolar.com.br/html/segments/OutdoorSports/AXN700/allfeatures.html/>, 8 de Abril de 2009.
- [23] Portal Universia. <http://biblioteca.universia.net/>, 7 de Abril de 2009.
- [24] Sensorland.com. <http://www.sensorland.com/>, 14 de Maio de 2009.
- [25] Vicon Motion Systems. <http://www.vicon.com/>, 10 de Abril de 2009.
- [26] Wikipédia. <http://en.wikipedia.org/wiki/Accelerometer>, 13 de Maio de 2009.
- [27] Wikipédia. <http://en.wikipedia.org/wiki/Biosensor>, 23 Abril de 2009.
- [28] Wikipédia. http://en.wikipedia.org/wiki/Fiber_Bragg_grating, 14 de Maio de 2009.
- [29] Wikipédia. http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_fiber, 14 de Maio de 2009.
- [30] Wikipédia. <http://pt.wikipedia.org/wiki/Aceler%C3%B4metro>, 14 de Maio de 2009.
- [31] Wikipédia. http://pt.wikipedia.org/wiki/Fibra_%C3%B3ptica, 14 de Maio de 2009.
- [32] Zephyr Technology. <http://www.zephyr-technology.com>, 14 de Setembro de 2009.
- [33] Biotex. <http://www.biotex-eu.com/html/projectinfo.html>, 12 de Abril de 2009.

Glossário

A

Acelerómetro - Dispositivo capaz de medir acelerações.

Algoritmo - Sequência finita de instruções bem definidas e não ambíguas.

Altímetro - Instrumento para que mede a altura.

Analito - Parte da amostra que é o foco da análise química.

Arrasto - Nome atribuído comumente na natação para descrever a força de atrito que dificulta a progressão de um atleta na água.

B

Barómetro - Instrumento que mede a pressão da atmosférica.

Barramento de dados - Conjunto de linhas de comunicação que permitem a interligação entre dispositivos.

Biofeedback - Método de treino desportivo psicofisiológico usando equipamentos electrónicos como auxílio.

Biomecânico - Qualidade do que pode explicar, pela física, o maior número possível dos fenómenos vitais.

Bioquímica - Qualidade do que pode explicar, pela química, o maior número possível dos fenómenos vitais.

Biosensor - Dispositivos que convertem uma reacção biológica num sinal eléctrico.

Breadboard - Base detentora de circuitos metálicos que permite a montagem de circuitos electrónicos provisórios ou protótipos.

Bússola - Caixa, na qual se move uma agulha magnética, colocada horizontalmente na extremidade superior de uma haste vertical, para indicar o rumo e a orientação.

C

Cladding - Parte da fibra óptica que envolve o *Core*.

Cluster - Aglomerado de coisas semelhantes.

Colometria - Processo utilizado para medir e analisar a composição da cor.

Core - Parte da fibra óptica que compõe a parte central.

Cronómetro - Instrumento que mede o tempo.

D

Débito de Informação - Expressão utilizada em telecomunicações para exprimir taxa de transferência de bits.

Diagrama de blocos - Representação gráfica de um processo ou modelo de um sistema complexo.

Diagrama de fluxo - Ferramenta usada na modelagem de sistemas. Esta fornece apenas uma visão do sistema, a visão estruturada das funções, ou seja, o fluxo dos dados.

Driver - Pequeno programa que faz a comunicação entre o sistema operativo de um computador e o *hardware* a que respeita.

F

Fisiológico - Relativo às funções orgânicas animais e vegetais.

G

Giroscópio - Sensor cuja função é medir e detectar movimentos de rotação.

H

Hardware - Parte física de um sistema de cálculo.

I

Imunosensor - Dispositivo que contém um antígeno ou anticorpo e que transforma as interacções destes com um tecido, directamente num sinal físico.

Infravermelhos - Radiação electromagnética com frequência inferior à da luz vermelha, mas superior à das ondas de rádio.

M

Micro-maquinagem - (Micro-maquinagem de silício) consiste em técnicas para moldar e/ou criar padrões no *wafer* de silício ou nos filmes finos que são depositados sobre um *wafer* de silício, de modo a mudar a forma do *wafer* e criar estruturas tridimensionais.

Multicore - Sistema de processamento composto por dois ou mais processadores independentes.

Multímetro - Instrumento destinado a medir e avaliar diversas grandezas eléctricas.

O

Osciloscópio - Instrumento que permite observar num monitor uma diferença de potencial em função do tempo, ou em função de uma outra diferença de potencial.

Oxímetro - Instrumento que determina concentrações de oxigénio no sangue.

P

Parede testa - Parede da extremidade de uma piscina.

Piezoeléctricos - Nome que se dá à capacidade de alguns cristais gerarem um campo eléctrico por resposta a uma pressão mecânica.

Piezo-film - Filme piezoeléctrico.

Plano sagital - Plano que passa através do eixo mais longo que cruza o corpo, dos pés até a cabeça; este plano separa o corpo em antímeros direito e esquerdo.

Plug and Play - Termo usado para descrever as características de um barramento de um computador, ou a especificação de um dispositivo, que facilita a descoberta de um componente de *hardware* no sistema, sem a necessidade física da configuração desse dispositivo, ou a intervenção de um indivíduo.

Polímero - macro-molécula formada a partir de unidades estruturais menores (os monómeros).

Polissilício - Silício policristalino.

Porta infravermelhos - Conexão que utiliza a radiação infravermelha para a transmissão de dados.

Processador - Circuito integrado que realiza as funções de cálculo e tomada de decisão de um computador.

R

Repetibilidade - aproximação entre os resultados de medições sucessivas de uma mesma mensuranda, efectuadas nas mesmas condições de medição.

S

Sensor - Um sensor é um elemento que recebe e responde a um estímulo, convertendo um tipo de energia noutro tipo.

Shift Register - Tipo de circuito lógico sequencial, dedicado especialmente a guardar dados digitais.

Software - Conjunto de programas, processos e regras, e, eventualmente, de documentação, relativos ao funcionamento de um conjunto de tratamento da informação.

T

Termistor - Semicondutor sensível à temperatura.

Termómetro - Instrumento que mede a temperatura.

Termopar - dispositivo formado pela união de dois metais distintos que produz uma tensão (efeito Seebeck), que é função da diferença de temperatura entre um dos extremos denominado "ponto quente" ou de medida e o outro denominado "ponto frio" ou de referência.

Termopilha - Dispositivo que efectua a conversão directa de calor em energia eléctrica.

Triggers - Código de procedimento que é automaticamente executado em resposta a certos eventos de uma determinada tabela ou view presentes numa base de dados.

V

Velocímetro - Instrumento que mede a velocidade

W

Wearable - Fato que realiza medições de parâmetros fisiológicos, biomecânicos e bioquímicos através de métodos não invasivos.

Wireless - Nome atribuído à transferência de informação à distância sem o uso de condutores eléctricos ou "fios".